

Francisco Diniz Affonso da Costa

**DESEMPENHO HIDRODINÂMICO DE
PRÓTESES DE PERICÁRDIO BOVINO.
ANÁLISE EM
SISTEMA DE FLUXO CONTÍNUO**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre.

CURITIBA
1987

A Merise, minha esposa, a primeira tese.

Aos pais, com profundo reconhecimento pelo permanente devotamento à tarefa de me formarem médico e cidadão, pelos ensinamentos éticos e pelo exemplo de convivência.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Gregório Bussyguin - modelo de dedicação à Universidade - a gratidão pelos ensinamentos, incentivo e orientação, prestados sempre com amizade e franco espírito de apoio.

Aos Doutores Djalma Luis Faraco e Fábio Said Sallum, amigos diuturnamente incentivadores.

Aos Doutores Osvaldo Malafaia e Sérgio Brenner - Coordenador e Vice - Coordenador do Mestrado - pelo inestimável apoio propiciado.

À Enfermeira Maria Cristina Paganini e às técnicas Elza Heiko Martinez, Elenice Dambroski e Célia da Rocha Cordeiro, pela construção das próteses que serviram de base à presente dissertação.

Ao General Ivan Jejuhy Affonso da Costa, pela criteriosa revisão deste trabalho, com respeito, apreço e afeição.

Ao Doutor Dalto Gulin, responsável pelos estudos microscópicos.

A srta. Júlia Diniz Affonso da Costa , sra. Lúcia Helena Sandrini de Oliveira e srta. Elaine Bruschi, pelo serviço de montagem e datilografia que prestaram com rara eficiência.

A senhora Angela da Matta Silveira Martins, pela análise estatística.

SUMARIO

I. INTRODUÇÃO	1
II. REVISÃO DA LITERATURA	3
1. SISTEMAS DE FLUXO CONTINUO	5
1.1. Análise Funcional dos Equipamentos ..	5
1.1.1. Fluidos Utilizados	6
1.1.2. Medição de Fluxo	7
1.1.3. Medição dos Δp	8
1.1.4. Outras Variáveis	9
1.2. Métodos de Apresentação dos Resultados	10
1.3. Análise Crítica do Sistema	11
1.4. Informações Importantes obtidas com o Sistema	14
2. SISTEMAS DE FLUXO PULSATIL	
DUPLICADORES DE PULSO	17
2.1. Análise Funcional dos Equipamentos ..	17
2.1.1. Geometria e material das câmaras cardíacas	19
2.1.2. Resistência periférica (R_p) Impedância aórtica (R_c) e Complacência arterial (C) ...	20
2.1.3. Forma da curva de pressão ...	21
2.1.4. Medidas de fluxo e gradientes	22

2.2. Métodos de Apresentação dos	
Resultados	23
2.3. Análise Crítica do Sistema	28
2.4. Informações Importantes obtidas	
com o Sistema	31
III. MATERIAL E METODOS	37
1. Descrição do Aparelho de Fluxo	
Contínuo	37
2. Descrição das Próteses de Pericárdio	
Bovino para Ensaio	41
3. Estudos Realizados	45
4. Análise Estatística	53
IV. RESULTADOS	55
V. DISCUSSÃO	76
VI. CONCLUSÕES	102
VII. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	104
VIII. ANEXO	117

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Relação Fluxo/ Δp das Próteses do Estudo 1	57
TABELA 2 -	AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 1	59
TABELA 3 -	Variabilidade % dos Δp , AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 1	60
TABELA 4 -	Relação Fluxo/ Δp das Próteses do Estudo 2	63
TABELA 5 -	AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 2	63
TABELA 6 -	Variabilidade % dos Δp , AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 2	64
TABELA 7 -	Relação Fluxo/ Δp das Próteses do Estudo 3	67
TABELA 8 -	AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 3	67
TABELA 9 -	Variabilidade % dos Δp , AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 3	68
TABELA 10 -	Relação Fluxo/ Δp das Próteses do Estudo 4	72
TABELA 11 -	AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 4	72
TABELA 12 -	Variabilidade % dos Δp , AEA, Cd e ID das Próteses do Estudo 4	73

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Diagrama do Sistema de Fluxo	
Contínuo	38
FIGURA 2 - Método de Montagem com Pressão	44
FIGURA 3 - Método de Montagem sem Pressão	46
FIGURA 4 - Mecanismo típico de Abertura	
das Próteses	56
FIGURA 5 - Estudo Histológico dos	
Pericárdios	69
FIGURA 6 - Abertura de Prótese do Grupo C	
do Estudo 4	74
FIGURA 7 - Abertura de Prótese com Pericárdio	
Espesso e com Tratamento Químico	
2 Modificado	98

LISTA DE ABREVIATURAS

AEA - Área Efetiva de Abertura

c - velocidade

C - Complacência Arterial

Cd - Coeficiente de descarga
2

cm - centímetros quadrados

d - diâmetro

E - módulo de elasticidade

E.U.A. - Estados Unidos da América

FA - Formaldeído

FDA - Food and Drug Administration

GA - Glutaraldeído

ID - Índice de desempenho

IE - Índice de eficiência

l/min - litros por minuto

ml/seg - mililitros por segundo

mm - milímetros

mmH₂O - milímetros de água
2

mmHg - milímetros de mercúrio

No. - número
2

N/mm - Newton por milímetro quadrado

NS - Não Significativo

PVC - Cloreto de polivinila

Rc - Impedância aórtica

R_p - Resistência periférica
 Re - Número de Reynolds
RMS - Média Quadrática do Fluxo
 S - Área
SIF - Serviço de Inspeção Federal
V% - Variabilidade percentual
 \bar{X} - Valor médio
 $X_{máx}$ - Valor máximo
 $X_{mín}$ - Valor mínimo
 Δp - Gradiente de pressão
 μ - micron

RESUMO

O presente estudo visou a analisar a influência do tratamento químico, espessura dos pericárdios e métodos de montagem, no desempenho hidrodinâmico de próteses de pericárdio bovino. Para isso, utilizou-se um sistema de fluxo contínuo desenvolvido na Universidade Federal do Paraná.

O tratamento químico 1 consistiu em fixar os pericárdios inicialmente com solução de GA 0.1% por dois dias, GA 0.2% por dois dias e GA 0.5% por mais três dias, sendo então estocados em solução de FA 4%. No tratamento químico 2, os pericárdios foram fixados diretamente em solução de GA 0.5% por três dias, passando após para solução de FA 4%.

Em relação as espessuras, os pericárdios foram arbitrariamente divididos em finos (até 0,25mm), "normais" (\pm 0,30mm) e espessos (igual ou superior a 0,35mm).

O método de montagem sem pressão, utilizou pericárdios frescos, não sendo necessário qualquer tipo de pressão para a moldagem das cúspides. No método com pressão, as cúspides foram moldadas em sua posição definitiva com auxílio de moldes de acrílico.

Mantendo-se duas variáveis constantes, e variando apenas uma, foram constituídos três grupos de estudo. No Estudo 1 avaliou-se a influência do tratamento químico, no Estudo 2 a espessura dos pericárdios e no Estudo 3 o método de montagem.

Nos três estudos não houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) quanto aos Δp observados, AEA, Cd e ID calculados.

No Estudo 2, verificou-se que pericárdios finos são mais propensos a vibrar sob condições de fluxo alto. No Estudo 3, verificou-se que as próteses montadas com pressão não apresentaram vibração de suas cúspides, ao contrário das próteses montadas sem pressão. Entretanto, os pericárdios das próteses montadas com pressão apresentaram lesão histológica provocada pelos moldes, enquanto no outro grupo a histologia foi normal.

Durante a realização dos ensaios, julgou-se adequado a inclusão de um quarto grupo de estudo, que consistiu de próteses montadas sem pressão, porém, com algumas modificações técnicas. Observou-se que estas próteses não apresentaram vibração de suas cúspides.

Concluiu-se que os três parâmetros estudados não influenciaram no desempenho hidrodinâmico das próteses quando analisadas em sistema de fluxo contínuo. Entretanto, o comportamento das cúspides foi alterado por essas variáveis, o que pode determinar diferenças em suas durabilidades.

Achamos fundamental prosseguir esses estudos, para se obter perfeita compreensão do funcionamento dessas próteses.

SUMMARY

The aim of this study was to analyse the influence of chemical treatment, pericardial thickness and mounting technique upon the hydrodynamic performance of bovine pericardium bioprotheses. For this purpose a steady flow system, developed at the "Universidade Federal do Paraná", was used.

For chemical treatment 1, the pericardia were initially tanned with GA 0,1% for two days, GA 0.2% for two days and a further three days in GA 0.5%. Afterwards they were stored in FA 4% solution. In chemical treatment 2, the pericardia were tanned directly in GA 0.5% for three days and afterwards stored in FA 4%.

The pericardia were arbitrarily divided into fine (up to 0,25mm), "normal" (\pm 0,30mm) and thick (equal or greater than 0,35mm).

For the mounting technique without pressure, fresh pericardia were used and not subjected to any type of pressure in the moulding of the cusps. For the mounting technique with pressure, cusps were moulded in their actual position using acrylic moulds.

Three study groups were formed by varying one parameter while the other two remained constant.

In study 1, influence of chemical treatment was assessed, in study 2 the thickness of the pericardia and in study 3 the mounting technique.

From the three study groups no statistically significant differences ($p < 0,05$) were found in Δp or in the calculated EDA, Cd and PI.

Study 2 verified that thin pericardia are more prone to flutter under high flow conditions. Study 3 demonstrated that prostheses mounted without pressure fluttered while all those mounted with pressure did not. However, histological lesions were noted in the prostheses mounted with pressure as opposed to the normal structure seen in the other group.

During the tests it was considered appropriate to include a fourth study group consisting of prostheses mounted without pressure but with some technical modifications. These prostheses did not flutter.

It is concluded that the three parameters assessed did not influence the hydrodynamic performance of the prostheses, when observed in the steady flow system.

However, the behaviour of the cusps is affected by those variables and this can determine differences in long term durability of the prostheses.

For these reasons, further studies, including pulse duplicator evaluation and fatigue tests, are warranted to achieve further progress in this field.

I. INTRODUÇÃO

A substituição de valvas cardíacas naturais é indicada na presença de estenose e/ou insuficiência clinicamente importantes.

É desejável, portanto, que as próteses valvares cardíacas apresentem desempenho hidrodinâmico satisfatório, ou seja, baixa resistência ao fluxo sanguíneo e mínimo ou nenhum refluxo durante o fechamento. Isto nem sempre é obtido nas próteses aórticas, e raramente nas mitrais (87).

Assim, é fundamental que, no desenvolvimento de uma prótese cardíaca, as características hidrodinâmicas sejam plenamente conhecidas, oferecendo ao cirurgião, subsídios para a escolha do substituto valvar mais apropriado em uma determinada situação.

Estudos experimentais bem controlados, em animais, são importantes, porém de execução complexa e onerosa, apresentando ainda, algumas limitações (20, 24).

Por isto, estudos laboratoriais "in vitro" são amplamente utilizados (51). Apesar de representarem uma situação artificial, bem distinta do meio biológico, são extremamente úteis para se

compreender o funcionamento normal das próteses e o mecanismo de suas complicações (23).

E inegável sua contribuição no aperfeiçoamento de diversos tipos de próteses atuais (29).

A importância desses estudos, demonstrar-se por sua obrigatoriedade para a liberação de próteses para uso clínico, por agências reguladoras dos E.U.A. e Europa (83).

Na Universidade Federal do Paraná, iniciou-se, há dois anos, extenso programa de desenvolvimento e aperfeiçoamento de próteses cardíacas, incluindo a construção de aparelhos de fluxo contínuo e pulsátil para testes.

O presente trabalho representa parte das investigações que estão sendo conduzidas, visando a analisar a influência de vários parâmetros no comportamento hidrodinâmico de próteses de pericárdio bovino. Selecionamos para este estudo o tratamento químico, a espessura dos pericárdios e o método de montagem.

II. REVISÃO DA LITERATURA

Pretendemos, com esta revisão, fazer análise crítica dos dois sistemas mais comumente empregados na avaliação hidrodinâmica "in vitro" de próteses cardíacas: sistemas de fluxo contínuo e sistemas de fluxo pulsátil (duplicadores de pulso).

Apesar dos ensaios deste trabalho haverem sido realizados somente no sistema de fluxo contínuo, justifica-se a inclusão dos duplicadores de pulso nesta Revisão por três motivos básicos.

Em primeiro lugar, a maioria dos estudos publicados sobre o assunto são de origem norte-americana e usam duplicadores.

Em segundo lugar, a metodologia de apresentação dos resultados é, em grande parte, comum aos dois sistemas.

Finalmente, os resultados obtidos com os dois sistemas são análogos (23, 25, 30).

Para maior facilidade de apresentação e melhor compreensão do texto, cada sistema será apresentado separadamente, com as seguintes divisões:

- a) Análise funcional dos equipamentos
- b) Métodos de apresentação dos resultados
- c) Análise crítica do sistema
- d) Informações importantes obtidas com o sistema
(ênfatizando as referentes às próteses de
pericárdio bovino).

1. SISTEMAS DE FLUXO CONTINUO

1.1. Análise Funcional dos Equipamentos

O método mais simples para se obter a relação entre o gradiente de pressão (Δp) e o fluxo transprotético utiliza sistemas de fluxo contínuo.

O sistema de fluxo contínuo pode ser um aparelho único e específico (19, 45, 87), ou estar incluído dentro de um duplicador de pulso, que também permita a obtenção desse tipo de fluxo.

Basicamente, o sistema é composto por uma tubulação, tendo uma prótese cardíaca interposta. Através dela, é possível gerar fluxos contínuos, precisamente quantificados, e determinar o Δp transprotético correspondente (69).

Não existe normalização adequada para a construção de tais equipamentos, havendo diferenças acentuadas no projeto de cada aparelho e na metodologia empregada em cada caso. Desta maneira, a interpretação e comparação dos resultados obtidos pelos diferentes pesquisadores é bastante difícil (19, 90).

Dentre as variáveis que influem nos resultados, algumas são críticas e merecem considerações pormenorizadas.

1.1.1. Fluidos Utilizados

Dentre os fluidos comumente utilizados ao se testar próteses valvares cardíacas, estão a água (72,78), solução salina isotônica (87), Ringer-Lactato (16), solução aquosa de glutaraldeído (19), solução aquosa de glicerol a 36% (32) e solução de pluracol polyol V-10 (30, 90).

Existem controvérsias quanto ao tipo de fluido a ser utilizado, e sua influência nos resultados. Tal influência depende da densidade e viscosidade do fluido em questão (90).

Giersiepen et alii (32) utilizaram em sistema de fluxo contínuo, solução aquosa de glicerol a 36%, que apresenta a mesma viscosidade do sangue. Entretanto, nesse estudo, foram avaliadas somente próteses mecânicas.

Wright (87), demonstrou que alterações de 500% na viscosidade alteram o Δp em apenas 15%, enquanto alterações de 33% na densidade levam a 29% de alteração no Δp . Concluiu que, durante os testes, é mais importante manter-se constante a densidade do que a viscosidade.

O mesmo autor referiu que a solução aquosa de glicerol a 36% deve ser utilizada em

testes com próteses mecânicas, entretanto, nunca em testes com próteses biológicas, pois o tecido sofre alterações físicas na presença do glicerol (enrijecimento das cúspides). Sugeriu que as próteses biológicas sejam testadas com solução salina, e os resultados corrigidos para densidade do sangue.

Hwang et alii (36), também demonstraram que alterações da viscosidade alteram muito pouco os Δp .

Yoganathan et alii (90), mostraram que os resultados obtidos com água ou solução polyol pluracol V-10 a 6% (que possui viscosidade três vezes maior que a água e densidade semelhante), foram similares, mas as leituras no rotâmetro diferiram no fator 1.02.

1.1.2. Medição de Fluxo

Os métodos para avaliação de fluxo incluem a medição do fluido em vaso graduado (78), a utilização de rotâmetros (19,90), ou de fluxômetros eletromagnéticos (30).

A precisão de cada tipo de medida,

decorre da sensibilidade individual de cada sistema de medição.

1.1.3. Medição dos Δp

A medida do Δp pode ser realizada através da diferença de altura em colunas d'água (19,78), ou com transdutores de pressão (30, 87).

Se a maneira de medir-se o Δp não parece crítica, a localização dos pontos de tomada de pressão exerce influência considerável na medição.

A explicação deste fato baseia-se no Teorema de Bernoulli (90): quando um fluido passa através de um orifício estenótico (no caso, a prótese), sofre aceleração, causando diminuição de pressão no local imediatamente a jusante. Mais distalmente, o fluido sofre desaceleração e, conseqüentemente, ocorre recuperação da pressão.

Este fato tem algumas implicações. Existe acordo de que o ponto onde se encontra o maior Δp está na "vena contracta". No caso das próteses cardíacas, este ponto encontra-se 15-20mm após o anel protético (52,69).

Entretanto, não existe concordância

quanto à forma da recuperação da pressão. Assim, Schramm et alii (69), obtiveram uma estabilização da pressão a 100mm do orifício estenótico, enquanto Yoganathan et alii (90), obtiveram recuperações de pressão em pontos situados até 275mm após o orifício estenótico.

Para aumentar ainda mais a complexidade deste fato, a maneira com que ocorre essa recuperação de pressão difere para cada tipo de prótese, pois o turbilhonamento e difusão de fluxo são diferentes (90). Além disto, a posição relativa da prótese no sistema também pode influir no resultado, dependendo do seu projeto (52).

A localização correta dos pontos de tomada de pressão, assim como sua real influência nos resultados finais é, portanto, discutível.

1.1.4. Outras variáveis

Outras variáveis também podem interferir nos resultados. O diâmetro dos tubos proximal e distalmente à prótese, assim como a geometria da câmara onde a prótese está instalada, podem influir nos testes devido às diferenças na turbulência do fluxo (90).

Sabe-se que quanto menor for o diâmetro do tubo, maior o número de Reynolds para o mesmo fluxo (48).

Com a finalidade de se minimizar a turbulência, alguns sistemas possuem um "linearizador de fluxo", que consiste de vários microtúbulos dispostos longitudinalmente ao fluxo.

1.2. Métodos de Apresentação dos Resultados

Os resultados obtidos com sistemas de fluxo contínuo são apresentados de forma simples, em gráfico, correlacionando o Δp com o fluxo (19, 30, 32).

Com estes sistemas, é possível perfeita visualização das cúspides. Por isso, muitas vezes, os autores fazem comentários e análises aprofundadas sobre o comportamento das cúspides submetidas a vários fluxos, e também sobre anormalidades, tais como: abertura incompleta, comportamento anormal e vibração (16, 72, 87).

Além disto, é possível calcular as áreas efetivas de abertura, coeficientes de descarga, índices de desempenho que, por serem similares aos obtidos com duplicadores de pulso, serão abordados na segunda parte desta Revisão.

1.3. Análise Crítica do Sistema

O fluxo contínuo difere significativamente do fluxo pulsátil encontrado na circulação arterial humana. Por esta razão, Walker et alii (80), acham obsoleta a avaliação de próteses valvares cardíacas em sistemas de fluxo contínuo, quando se dispõe de duplicadores de pulso.

Entretanto, nesse mesmo artigo (80), existe citação de que a avaliação em sistemas de fluxo contínuo é recomendada pela Food and Drug Administration (FDA) e Association for the Advancement of Medical Instrumentation, sendo também reconhecido pela American National Standards Institute em 1982.

Hwang et alii (36), também referiram que a análise de próteses com sistemas de fluxo contínuo é recomendada pelo FDA.

Heiliger et alii (34), relataram que a quantificação do refluxo e a determinação das áreas efetivas de abertura são melhor determinadas em duplicadores de pulso. Entretanto, recomendaram a medida dos Δp em sistema de fluxo contínuo para se obter valores mais acurados.

Giersiepen et alii (32), acham que a utilização do sistema de fluxo contínuo é a maneira mais simples de se obter o desempenho hidrodinâmico relativo das próteses valvares, pois, além de permitir a medida dos Δp , possibilita análise detalhada do tipo de fluxo através da prótese, turbilhonamentos, etc.

Chandran (20), acha válido o estudo em sistemas de fluxo contínuo, recomendando fluxos de até 30 l/min. Hwang et alii (36), também recomendam fluxos de até 30 l/min, enquanto Gabbay et alii (30), utilizam fluxos de até 25 l/min.

Yoganathan et alii (89) referem que débito cardíaco de 2.2 l/min pode gerar fluxos de pico de sístole de 10 l/min, e débito cardíaco de 5 l/min a fluxos de pico de sístole de 25 l/min.

Estes et alii (23), realizaram estudos comparativos entre fluxo contínuo e fluxo pulsátil, obtendo resultados semelhantes quanto aos Δp .

Carpentier et alii (19), citam que os Δp obtidos em sistema de fluxo contínuo são semelhantes aos obtidos em fluxo pulsátil. Sendo os sistemas de fluxo contínuo mais simples que os duplicadores, a comparação de resultados obtidos

por diferentes pesquisadores é mais fácil. Gabbay et alii (30), estudando próteses valvares em sistema de fluxo contínuo e fluxo pulsátil, acharam resultados semelhantes quando se relaciona Δp médio em função do fluxo contínuo, Δp de pico de sístole em função do fluxo de pico de sístole e Δp médio em função da média quadrática do fluxo (RMS*).

Houve, porém, diferenças ao se correlacionar o Δp médio em função do fluxo médio, em relação aos três métodos anteriores.

Frater (25), também achou que existe boa correlação dos Δp obtidos com fluxo contínuo, em comparação com os obtidos em fluxo pulsátil.

Segundo Gabbay et alii (30), a maior limitação nos sistemas de fluxo contínuo, é que estes não computam os efeitos dinâmicos na abertura e fechamento das próteses. O mesmo pensamento foi expresso por Wright (87).

Wright (87), acha que os Δp determinados em sistema de fluxo contínuo, são menores do que os achados em duplicador de pulso, sendo 30% menor para próteses porcinas e 10%

$$* \text{ Fluxo RMS} = \frac{\text{fluxo de pico}}{\sqrt{2}}$$

menores para próteses de pericárdio bovino.

Wright (87), considera válido o estudo em sistemas de fluxo contínuo, recomendando muita cautela na análise dos resultados, pois um simples engano em relacionar o mesmo fluxo em sistema de fluxo contínuo como equivalente em fluxo pulsátil, pode levar a um erro de interpretação da ordem de 500%.

1.4. Informações Importantes obtidas com o Sistema

Mesmo sendo sistemas simples, informações importantes foram obtidas, e evoluções foram feitas e/ou comprovadas, utilizando-os.

Carpentier et alii (19), realizaram melhoramentos em sua prótese porcina, e os resultados foram analisados em sistema de fluxo contínuo.

Swales et alii (72), fizeram excelente análise funcional das próteses tricúspides (de fáscia lata e silastic). Inicialmente, demonstraram que a abertura das cúspides deste tipo de prótese valvar, faz-se de maneira seqüencial, concluindo que este tipo de abertura é inerente ao projeto da

prótese. Demonstraram que quanto maior o tamanho da prótese, maior o fluxo necessário para abrir totalmente as três cúspides.

Notaram que próteses com defeitos em suas cúspides apresentavam variabilidade na abertura, que nem sempre foi prejudicial aos gradientes.

Observaram, também, que próteses visualmente semelhantes não se comportaram sempre da mesma maneira.

Ainda neste estudo, observou-se que as próteses feitas com silastic apresentavam maior resistência ao fluxo, quando comparadas às de fâscia lata. Isto ocorreu porque a resistência ao fluxo é proporcional a $E t^3$, sendo E o módulo de elasticidade e t a espessura. Assim, mesmo sendo o silastic mais fino que a fâscia lata, a resistência ao fluxo foi maior, porque seu módulo de elasticidade é muitas vezes superior ao da fâscia lata.

Imamura et alii (37) e Broom & Thomson (16), analisaram em sistema de fluxo contínuo a influência da conformação geométrica da cúspide e a pressão exercida durante a fixação pelo

glutaraldeído, no desempenho hidrodinâmico de próteses porcinas, demonstrando que válvulas fixadas em posição semi-aberta, e sem pressão, têm desempenho hidrodinâmico superior.

Não encontramos estudo similar para próteses de pericárdio bovino.

2. SISTEMAS DE FLUXO PULSATIL DUPLICADORES DE PULSO

2.1. Análise Funcional dos Equipamentos

O termo duplicador de pulso começou a ser empregado a partir do trabalho de Davila et alii (22), para aparelhos cuja função é simular o ciclo cardíaco e a circulação sangüínea. Com eles, foi possível analisar e compreender o comportamento dinâmico das valvas naturais (8, 14), assim como o das próteses cardíacas (30, 87).

Basicamente, um duplicador de pulso deve fornecer (18):

- a) fluxo pulsátil, semelhante ao encontrado no ciclo cardíaco normal.
- b) meios precisos de medida do Δp e refluxo transprotético.
- c) boa visualização da prótese em estudo.
- d) meios para a análise do tipo de fluxo transprotético e turbulência gerada.

É compreensível que a reprodução artificial exata da circulação humana seja extremamente complexa, se não impossível. Assim, Calvert et alii (18), referiram que os duplicadores devem ser projetados para reproduzir o mais

perfeitamente possível as funções que estejam sendo investigadas, mesmo que isto resulte em imperfeições nos outros parâmetros do sistema.

O desenvolvimento e construção de duplicadores de pulso bem aparelhados, requer equipamentos bastante sofisticados e dispendiosos (30).

Scotten et alii (70), comentaram que na construção de duplicadores de pulso, os recursos locais nem sempre permitem obter sistemas ideais.

Há de se salientar que a construção de um bom duplicador de pulso é um processo evolutivo. Isso ficou bem evidente na publicação de Walker et alii (80), que mostraram uma série de refinamentos realizados ao longo do tempo, com um duplicador de pulso.

O problema da normalização na construção e metodologia empregada nos duplicadores de pulso, é ainda mais crítica que nos sistemas de fluxo contínuo, pois além das variáveis já discutidas na secção anterior, acrescentam-se outras, a saber:

2.1.1. Geometria e material das câmaras cardíacas

Wright (87), comentou que tanto as valvas naturais como as próteses valvares cardíacas geram vórtices, os quais estão em função tanto da valva como da geometria e tamanho da cavidade que recebe o fluido. Desta maneira, recomenda que, tanto o ventrículo esquerdo, como a aorta de um duplicador de pulso, devem se aproximar o mais possível da sua geometria natural.

Chandran (20), Martin & Black (51) e Hwang et alii (36), enfatizaram a importância da geometria das câmaras utilizadas.

Assim, Wright (87), Walker et alii (80), Abdallah et alii (1) e Chandran (20), utilizaram, em seus duplicadores de pulso, moldes de ventrículo esquerdo construídos com borracha de silicone ou poliuretano. Calvert et alii (18), utilizaram ventrículo esquerdo de cadáver, o qual é acoplado ao sistema.

Já Gabbay et alii (26, 29, 31), usaram um cilindro rígido de acrílico como cavidade ventricular. O mesmo é feito por Vieira (79) e Fisher (24).

Frater (25), referiu que Gabbay obteve resultados similares com ventrículos esquerdos flexíveis e rígidos.

As aortas descritas pelos diversos autores também diferem bastante entre si. Martin et alii (52) e Wright (87), utilizaram borracha de silicone, Scotten et alii (70), utilizaram borracha de látex, enquanto Abdallah et alii (1) usaram vidro e Gabbay et alii (30), acrílico.

Chandran (20), reproduziu os seios de Valsalva da aorta e Wright (87), reproduziu sua curvatura normal.

Saliente-se que Hwang et alii (36), realizaram experimentos em aorta rígida e flexível, mostrando que essa variável altera os resultados.

2,1.2. Resistência periférica (R_p),
Impedância aórtica (R_c) e
Complacência arterial (C)

Idealmente, nos duplicadores de pulso, estas variáveis devem reproduzir os valores normais para o ser humano (51), que são bem determinados (46).

O modo usual de se reproduzir a R_p e R_c , é através da interposição de microtúbulos de aço inoxidável (87), níquel (1) ou nylon (51) no sistema arterial.

O número, diâmetro e comprimento dos microtúbulos utilizados, são bastante variáveis.

Walker et alii (80), utilizaram um oxigenador de membrana Terumo-Capiox, modelo 54, contendo 62.000 túbulos de 200 μ de diâmetro, para reproduzir a R_p e R_c .

Scotten et alii (70), utilizaram filtros de celulose, enquanto Calvert et alii (18), usaram um tubo corrugado elástico em forma de semi-arco, contendo esponjas.

Já a complacência arterial (C), é imitada pela interposição de reservatórios de ar ao longo do sistema arterial (30, 46, 51).

Saliente-se que a localização da R_p , R_c e C no sistema é crítica (46).

2.1.3. Forma da curva de pressão

A forma da curva de pressão obtida nos duplicadores de pulso depende do gerador de pressão, assim como da R_p , R_c e C.

Os geradores mais comumente empregados são pistões (30, 70, 80), bombas pneumáticas (20, 58), ou sistemas de rolete (35).

Basicamente, a forma da curva de pressão pode ser senoidal (30, 87), ou "fisiológica" (1,80). Na primeira, a relação entre sístole e diástole é de 1:1, enquanto que na "fisiológica" depende da frequência cardíaca, mas a sístole é, habitualmente, mais curta que a diástole.

Abdallah et alii (1), estudaram a influência da forma da curva de pressão nos gradientes obtidos, e concluíram que com as ondas "fisiológicas" o p médio é menor.

2.1.4. Medidas de fluxo e gradientes

E mais complexa a realização dessas medidas nos duplicadores de pulso do que em sistemas de fluxos contínuo, visto que há necessidade de se medir, precisamente, fluxos médios, instantâneos, média quadrática do fluxo (RMS), assim como gradientes médios e instantâneos.

O sistema de medição empregado pelos diversos autores variou desde a medida em vaso

graduado (79) até sensores de fluxo e de pressão, conectados a um terminal de computação eletrônica (19, 46, 80).

2.2. Métodos de Apresentação dos Resultados

Os resultados obtidos com os duplicadores de pulso são expressos em forma de gráfico, correlacionando os Δp com os fluxos. Usualmente, correlaciona-se (24, 30, 80, 87):

- a) Δp médio em função do fluxo médio.
- b) Pico de Δp em função do pico de fluxo.
- c) Δp médio em função da média quadrática do fluxo (RMS).

A quantidade de refluxo através da prótese é quantificada, e expressa em percentagem do volume sistólico.

Com esses dados calculam-se os seguintes parâmetros:

- a) Área efetiva de abertura
- b) Coeficiente de descarga
- c) Índice de desempenho
- d) Índice de eficiência.

a) Área efetiva de abertura (AEA)

Representa uma área teórica, equivalente à de um orifício, com coeficiente de descarga igual a um. Para seu cálculo, a fórmula mais frequentemente usada é a descrita por Gorlin & Gorlin (33):

$$AEA = \frac{\text{Fluxo}}{C \cdot 44,5 \sqrt{\Delta p}}$$

sendo:

AEA = área efetiva de abertura medida
em cm²

Fluxo = expresso em ml/seg.

Δp = gradiente transprotético em cm

$\frac{H_0}{2}$

C = coeficiente de descarga

Quando Δp é medido em mmHg, deve-se multiplicar o fator 44,5 por 1,17, ficando a fórmula:

Fluxo

$$AEA = \frac{\text{Fluxo}}{C. 51.6 \sqrt{\Delta p}}$$

Gabbay et alii (30) fizeram uma crítica à aplicabilidade da fórmula de Gorlin & Gorlin nos estudos com próteses cardíacas. Referem que a fórmula se propõe a calcular uma área desconhecida, usando como coeficiente de descarga um valor presumivelmente correto.

No caso das próteses cardíacas, a área é conhecida e o coeficiente de descarga é variável, dependendo do projeto da prótese.

Assim, os autores chamaram a atenção para que, em alguns estudos, as áreas efetivas calculadas foram maiores que as áreas reais, indicando inexatidão na obtenção dos dados, ou uso inadequado do coeficiente de descarga na fórmula.

b) Coefficiente de descarga (Cd)

A área efetiva de abertura de um orifício é menor do que a área real (medida). Isto se deve a perdas de energia por atrito e turbilhonamento, que são computados matematicamente pelo coeficiente de descarga.

Como o coeficiente de descarga é dependente do projeto geométrico do orifício, irá, obrigatoriamente, ser diferente para cada modelo de prótese.

Assim sendo, Gabbay et alii (30), recomendam que se calcule as áreas efetivas de abertura com Cd igual a um para todos os tipos de prótese, e após isso, calcula-se o Cd da seguinte maneira:

$$Cd = \frac{\text{Area Efetiva de Abertura}}{\text{Area do Orifício Interno da Prótese}}$$

Gabbay et alii (30), enfatizaram que, para obter-se completa caracterização do desempenho hidrodinâmico das próteses, é necessário conhecer

tanto a área efetiva de abertura como o coeficiente de descarga, que é extremamente importante.

Em suma, o coeficiente de descarga nos indica quão bem uma prótese utiliza o seu orifício primário para o fluxo.

Quanto maior o coeficiente de descarga, menor será o Δp para uma mesma área calculada. Assim, quanto maior coeficiente de descarga, melhor é o aproveitamento da sua área.

c) Índice de Desempenho (ID)

É um índice arbitrário (30), que correlaciona a área efetiva de abertura com a área de montagem da prótese (diâmetro externo).

Área Efetiva de Abertura

ID = _____

Área de Montagem da Prótese

Indica, quão bem uma prótese utiliza a sua área total de montagem para fluxo sanguíneo.

d) Índice de Eficiência (IE)

É o mesmo que o índice de desempenho mas leva em conta o refluxo permitido pela prótese (30).

Assim:

$$IE = \frac{(ID \times \text{Fração regurgitação})}{100}$$

Walker et alii (80) relataram que, tanto o gradiente de pressão através de uma prótese, como o refluxo, causam importantes perdas de energia. Por isto, expressam os resultados obtidos em forma de perda de energia transprotética em relação à energia total dispendida pelo ventrículo.

2.3. Análise Crítica do Sistema

O estudo hidrodinâmico de próteses cardíacas em duplicadores de pulso é, atualmente, amplamente utilizado (51).

Diversos autores tem enfatizado

repetidamente sua importância, referindo que sua utilização é fundamental em qualquer programa de desenvolvimento e aperfeiçoamento de próteses cardíacas (36, 51, 83).

Deve ser plenamente compreendido que a construção de um duplicador de pulsos não implica somente em se criar um sistema de fluxo pulsátil mas, sim, o de reproduzir o mais perfeitamente possível as principais características da circulação humana.

Desta maneira, diversos autores dão muita ênfase à reprodução da geometria das cavidades cardíacas (20, 36, 51, 70), à forma da curva de pressão (1), ao ajuste correto dos parâmetros fisiológicos como a R_p , R_c e C (46, 70), assim como às condições em que os testes são realizados (25) (frequência cardíaca, volume sistólico, etc.).

Entretanto, Martin et alii (52), referiram que é difícil saber quais os parâmetros realmente importantes nos ensaios "in vitro", e que uma escolha imprópria desses parâmetros pode levar a resultados discrepantes.

Devido a tais dificuldades, a

extrapolação dos resultados obtidos "in vitro" para a situação clínica deve ser feita com extrema cautela. Para Gabbay et alii (30), existe boa correlação entre tais resultados. Rosen et alii (66) ponderam que essa correlação é boa em posição aórtica, mas na mitral deixa a desejar, no que está de acordo com Carpentier et alii (19).

É fácil compreender que a reprodução fiel da circulação humana, de maneira artificial, é tarefa bastante complexa (18, 51). Na tentativa de reproduzir o melhor possível a circulação humana, desenvolveram-se duplicadores de pulso que diferem muito entre si, tornando difícil a comparação dos resultados, os quais são, algumas vezes, contraditórios (1, 29, 52, 90).

Para que a comparação de resultados obtidos em sistemas diferentes seja realmente válida, as condições de teste entre ambos devem ser semelhantes (30).

Segundo Yoganathan et alii (90) e Walker et alii (83), agências reguladoras nos E.U.A. e Europa iniciaram programa internacional para se normalizar a construção dos equipamentos e as condições de realização dos ensaios.

Devido a falta de normalização, Martin & Black (51) recomendam testar próteses cardíacas em duplicadores de pulso sob condições perfeitamente controladas. Os resultados obtidos com um tipo de prótese, em um determinado sistema, devem ser utilizados comparativamente com próteses testadas nas mesmas condições, no mesmo sistema (30, 36, 51, 52).

Esta análise comparativa assim realizada, faria com que a importância de um sistema perfeitamente fisiológico seja menos crítica (19, 36, 52).

A análise definitiva dos resultados de um tipo de prótese cardíaca só pode ser feita através do implante em homens, mas pode-se anteciper seus resultados com razoável segurança através de estudos laboratoriais "in vitro".

2.4. Informações Importantes obtidas com o Sistema

Ensaio em duplicadores de pulso demonstram que as próteses tricúspides de pericárdio bovino apresentam desempenho hidrodinâmico bastante satisfatório em relação aos outros tipos de prótese disponíveis.

Em 1978, Gabbay et alii (30), demonstraram que próteses de pericárdio tipo Ionescu-Shiley apresentavam índice de desempenho comparável às melhores próteses mecânicas existentes na época (Lillehei-Kaster, Bjork-Shiley e Cutter-Cooley).

Fisher et alii (24), em 1987, demonstraram discreta superioridade das próteses mecânicas (St. Jude, Omnicarbon e Duromedics), em relação a próteses de pericárdio bovino (Ionescu-Shiley, Hancock, Mitral Medical) em termos de gradientes. Entretanto, os refluxos das mecânicas foram um pouco maiores que as de pericárdio.

Em 1984, Gabbay et alii (26), compararam várias próteses de pericárdio bovino (Edwards Pericardial, Ionescu-Shiley - modelo standard, Ionescu-Shiley baixo perfil e Hancock Pericardial), mostrando que as do tipo Hancock tiveram o melhor índice de desempenho hidrodinâmico, mas as demais tiveram resultados apenas discretamente inferiores.

Walker et alii (83), obtiveram resultados similares para três tipos de prótese de pericárdio bovino (Edwards, Ionescu-Shiley e Mitral Medical).

Wright (87) e Rosen et alii (66), também confirmaram o bom desempenho das próteses de pericárdio bovino.

Rodrigues (65), estudou dois tipos de prótese de pericárdio bovino, ambos com desempenho hidrodinâmico satisfatório.

Walker et alii (80, 82), apresentaram seus resultados em forma de percentagem de energia perdida pelo ventrículo, causado pelo fluxo através da prótese. Seus resultados demonstraram que as próteses de pericárdio bovino tiveram gradientes menores que as próteses porcinas, mas apresentaram refluxo maior e, por isso, as perdas de energia se assemelharam.

Fisher et alii (24), confirmaram esses resultados, e referem que, "in vivo", na posição mitral, as perdas de energia causadas pela regurgitação devem ser melhor toleradas que as causadas por gradientes transprotéticos. Isto ocorre porque o ventrículo esquerdo consegue compensar a perda de energia de pequenos refluxos com um aumento do trabalho cardíaco, enquanto perdas de energia causadas por gradientes se refletem em aumento da pressão do átrio esquerdo e capilar pulmonar.

Estudando próteses de pericárdio bovino da Mitral Medical, Walker et alii (81), demonstraram que os gradientes são bastante baixos, variando de 3mmHg para próteses No. 31 até 28mmHg para próteses No. 19 com fluxos de 325ml/seg.

Demonstraram que o refluxo transprotético cresce proporcionalmente com o diâmetro da prótese.

Referiram que as perdas de energia pelas próteses de pericárdio não são importantes em fluxos baixos, independentemente do tamanho da prótese. Entretanto, com débitos cardíacos de 7 l/min (correspondendo a fluxos instantâneos de pico de 325 ml/seg) as perdas de energia aumentam bastante, sendo muito pronunciadas em próteses de diâmetro de 23mm e inferior.

Outro aspecto que chama a atenção, é a variabilidade de desempenho apresentada por próteses biológicas, o que se explica pela dificuldade de obter uniformização absoluta em sua manufatura.

Assim, Wright (87), encontrou variabilidade de até 10% em próteses Ionescu-Shiley de diâmetros iguais. Em seus ensaios, uma prótese

Ionescu-Shiley No. 25, apresentou gradientes superiores a duas próteses No. 23.

Ainda a este respeito, Walker et alii (81), também verificaram variação entre próteses similares. Essa variação foi maior em próteses de diâmetros pequenos. A explicação reside na dificuldade técnica na montagem de próteses menores.

Wright (87), também analisou o fluxo necessário para o início e abertura total da cúspide mais rígida.

Os valores médios foram de 40 ml/seg (variando de 15 a 84) para o início da abertura e 114 ml/seg para a abertura total (variando de 70 a 293).

Chamou a atenção para uma prótese que precisou de 293 ml/seg para abrir totalmente a cúspide mais rígida, valor muito superior ao esperado.

Segundo Wright (87), o fluxo para abrir a cúspide mais rígida independe do tamanho da prótese.

Para Rosen et alii (66), o fluxo para abrir a cúspide mais rígida foi proporcional ao

tamanho da prótese (40 - 50 ml/seg em próteses No. 21 até 190 ml/seg em próteses No. 33).

III.- MATERIAL E METODOS

1. Descrição do Aparelho de Fluxo Contínuo

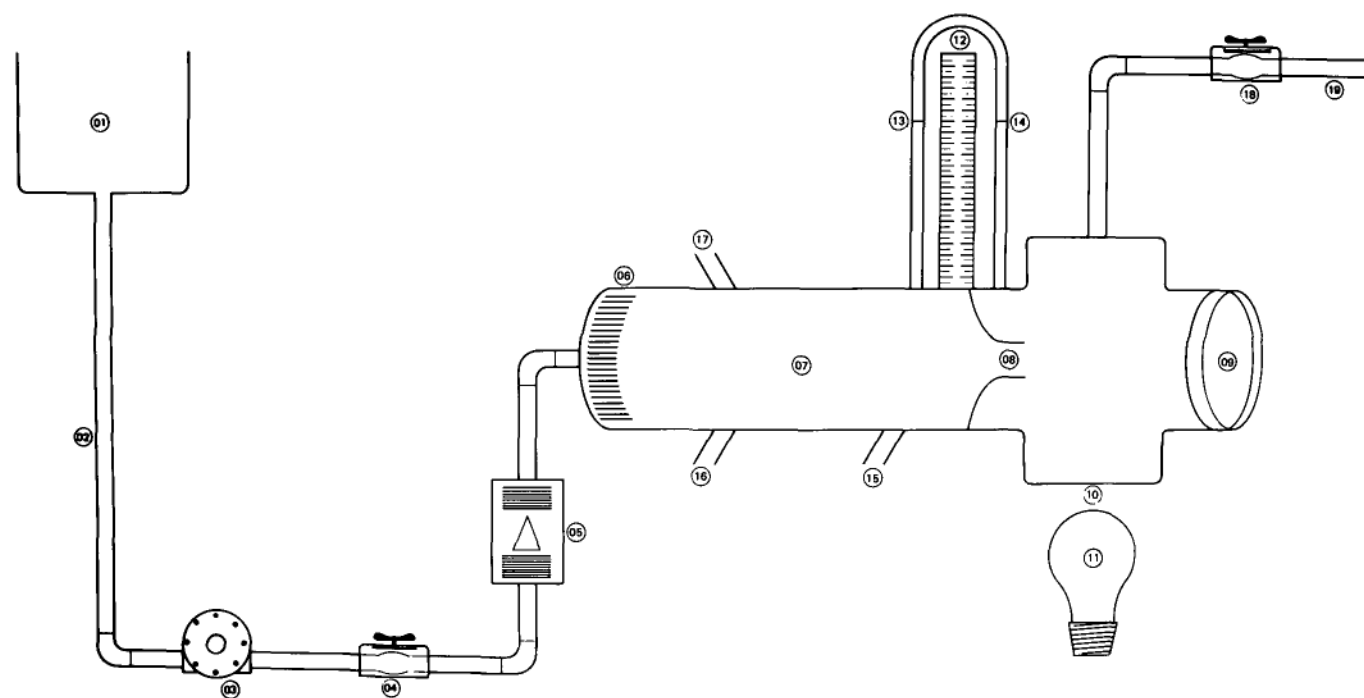
Os ensaios foram realizados em um aparelho de fluxo contínuo desenvolvido no Laboratório de Máquinas Térmicas do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, cujo diagrama está representado na figura 1.

O funcionamento do equipamento é relativamente simples.

Inicialmente, com o sistema totalmente vazio, a prótese é fixada no suporte com auxílio de dois anéis de Delrin com diâmetro adequado.

A seguir, fecha-se completamente o sistema, e abrem-se os registros. Dessa maneira, a água flui livremente do reservatório, preenchendo o sistema. A pequena quantidade de ar restante é eliminada com o auxílio do dreno de ar.

A partir desse momento, o primeiro registro permanece sempre aberto. O fluxo é controlado apenas pelo segundo registro. Quando este se encontra totalmente fechado, o fluxo é igual a zero. Abrindo-se totalmente o registro, consegue-se fluxo máximo de 27 l/min, fazendo-se



- 1- Reservatório
- 2- Tubulação Descendente
- 3- Motobomba
- 4- 1o. Registro
- 5- Rotâmetro de Flutuador
- 6- Linearizador de Fluxo
- 7- Tubo Adutor
- 8- Prótese Cardíaca
- 9- Visor de Acrílico
- 10- Janela p/ Iluminação
- 11- Fonte de Luz
- 12- Escala móvel
- 13-14- Colunas d'água
- 15-16- Drenos de água
- 17- Dreno de ar
- 18- 2o. Registro
- 19- Tubulação de saída

FIGURA 1 - Diagrama representativo do sistema
de fluxo contínuo.

necessária a ajuda de uma motobomba para obter-se fluxos de até 59 l/min.

A leitura do fluxo é feita através da escala do rotâmetro de flutuador, o qual foi aferido previamente e mostrou boa precisão, com desvio padrão médio entre o fluxo real e o medido de $-2,82\%$ (Tabela I - Anexo).

No início do tubo adutor, foi interposto um linearizador de fluxo, que consiste de 64 túbulos de PVC de 11 x 200mm. A função desse linearizador é diminuir a turbulência da água ao longo do circuito.

O regime de fluxo de um fluido é determinado pelo número de Reynolds, que é dado pela seguinte fórmula (48):

$$Re = \frac{d \cdot c}{\nu} \quad \text{onde}$$

d = diâmetro do tubo(m)
c = velocidade(m/seg)
 ν = viscosidade
cinemática do fluido
 $\frac{2}{(m^2/seg)}$

Quando Re é menor que 2.300, o fluxo é dito laminar, entre 2.300 - 4.000, é transitório, e quando Re é maior que 4.000, o fluxo é turbulento (48).

Neste sistema, o fluxo no tubo adutor é laminar até 10 l/min, transitório entre 10 e 20 l/min, sendo, a partir de então, turbulento (Tabela II - Anexo).

A observação visual da prótese em estudo é feita através de um visor de acrílico situado na sua frente. Para melhor visualização e documentação fotográfica, foi instalada uma janela de acrílico inferiormente à prótese, o que permite ótima iluminação.

Simultaneamente à visualização da prótese nos diversos fluxos, é possível medir-se os gradientes transprotéticos através de dois pontos de tomada de pressão, instalados 20mm proximal e distalmente ao plano do anel protético.

A leitura é feita por diferença de altura de coluna d'água, com auxílio de uma escala graduada em mm, a qual é móvel.

Toda a água que passa pela prótese, escoar-se através de uma tubulação para o exterior (sistema aberto).

2. Descrição das Próteses de Pericárdio Bovino para Ensaio

Os pericárdios bovinos usados na confecção das biopróteses, foram obtidos no matadouro, na hora do abate, de animais em idade de 30-50 meses, todos inspecionados pelo Serviço de Inspeção Federal (SIF).

Ainda naquele local, os pericárdios foram submetidos a limpeza grosseira da gordura de sua face epipericárdica e imediatamente submersos em solução de Ringer-Lactato a 4 °C, sendo então transportados até o Laboratório de Montagem.

No Laboratório, os pericárdios foram submetidos a três banhos de duas horas com solução de Ringer-Lactato a 4 °C. Durante esta fase, foi realizada rigorosa limpeza mecânica de toda a gordura restante, obtendo-se um tecido limpo e homogêneo.

O tratamento químico seguinte realizou-se com soluções tamponadas de glutaraldeído com pH 7.4 e formaldeído com pH 5.4, purificadas de acordo com critérios bem estabelecidos (86). A exata concentração do GA purificado foi determinada por titulometria.

Os anéis de montagem utilizados são flexíveis, de Delrin, de baixo perfil, revestidos com tecido de Dacron, obtidos na Macchi Engenharia Biomédica.

Na realização deste estudo, foram considerados três parâmetros:

- a) Tratamento Químico
- b) Espessura dos Pericárdios
- c) Método de Montagem

a) Tratamento Químico

Tratamento Químico 1

Os pericárdios foram fixados em solução de GA 0,1% por 2 dias, solução de GA a 0,2% por mais 2 dias e em solução de GA 0,5% nos próximos 3 dias. A seguir foram passados para solução de FA a 4%, onde ficaram até o dia do teste.

Tratamento químico 2

Os pericárdios foram fixados diretamente em solução de GA 0,5% durante 3 dias, passando após para solução de FA a 4%, onde ficaram até o dia do teste.

b) Espessura dos Pericárdios

Os pericárdios utilizados tiveram suas espessuras medidas com um paquímetro digital Mytutoyo, e divididos arbitrariamente em:

Pericárdios finos : espessura até 0,25mm

Pericárdios normais: espessura aproximada de
0,30mm

Pericárdios espessos: espessura maior ou igual a
0,35mm

Foram aceitos para montagem, pericárdios com variação de até 15% em sua espessura.

c) Método de Montagem

Método com pressão (com moldes de acrílico): pericárdios fixados pelo GA, em bastidores de plástico, foram usados para a confecção das próteses pelo método com pressão.

A técnica de montagem é similar às descritas por Braile (12) e Puig et alii (59).
(Fig. 2)

Saliente-se que nesta técnica, os pericárdios são moldados corretamente com auxílio

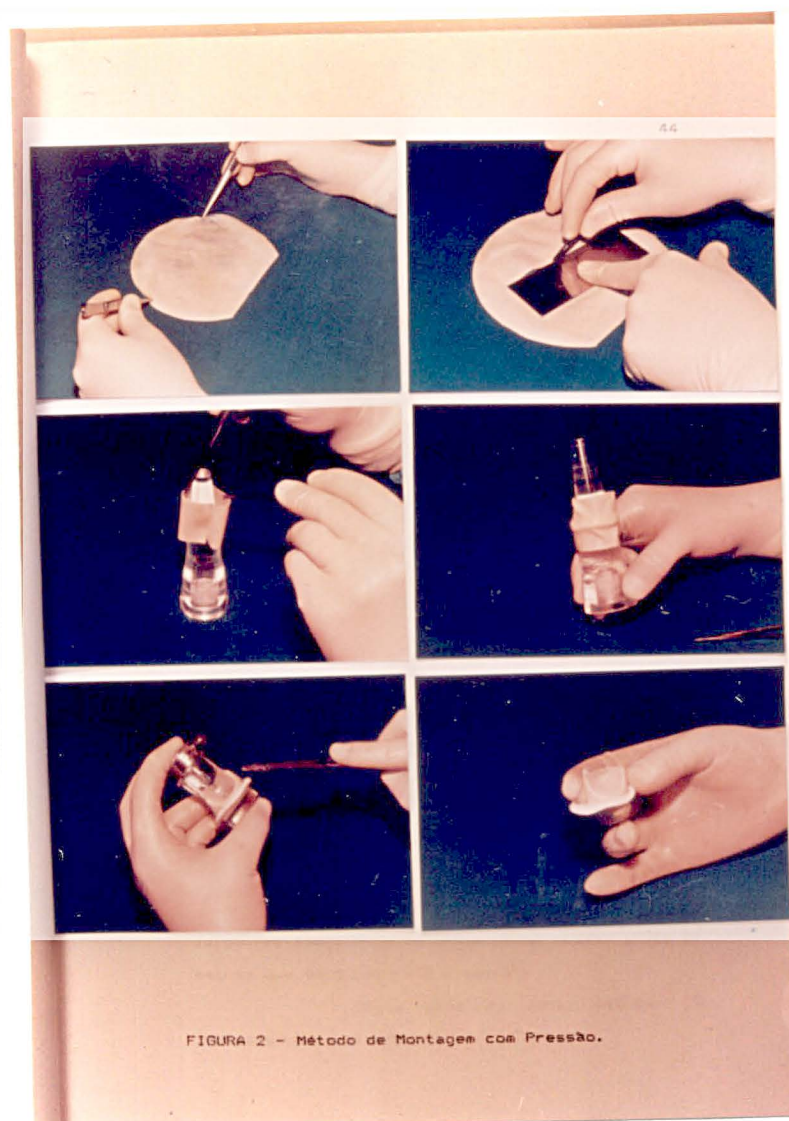


FIGURA 2 - Método de Montagem com Pressão.

de moldes de acrílico que exercem pressão sobre as cúspides.

Método sem pressão (sem moldes de acrílico): neste método a válvula é construída com pericárdios ainda frescos, sem nenhum tratamento químico.

Após terminadas as suturas, o pericárdio é fixado com GA já na posição correta, definitiva, sem uso de qualquer tipo de pressão com moldes.

(Fig. 3)

3. Estudos Realizados

A finalidade deste estudo foi de se analisar que influência pode ter cada um desses três parâmetros na função das próteses.

Assim, foram formados três grupos de estudo. Em cada grupo, manteve-se dois parâmetros fixos, variando apenas um, e analisando-se qual sua influência no comportamento das próteses.

Durante a realização dos ensaios, julgou-se adequada a inclusão de um quarto grupo de estudo que será descrito a seguir.

Desta maneira, foram estudadas 35 próteses assim divididas:

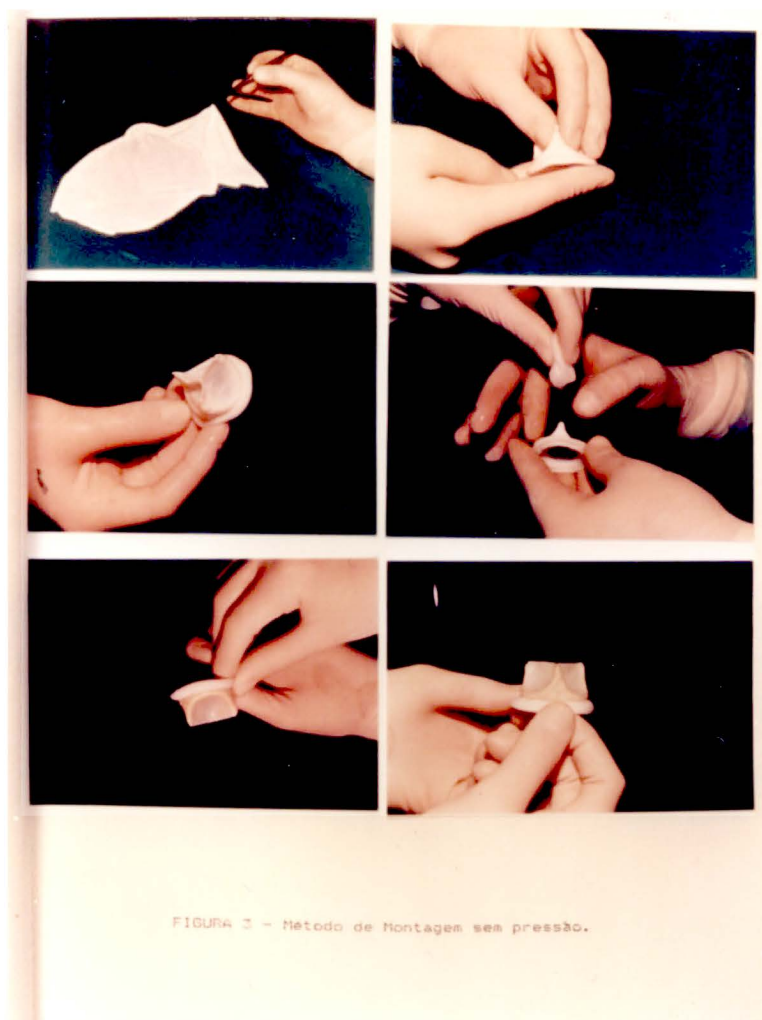


FIGURA 3 - Método de Montagem sem pressão.

Estudo 1 - Análise do Tratamento Químico

Foram estudadas dez próteses montadas em anel 23, conforme mostra o Quadro 1.

QUADRO 1

=====		
	Grupo 1 A 5 próteses	Grupo 1 B 5 próteses

Tratamento Químico	1	2

Espessuras	Pericárdios normais	Pericárdios normais

Método de Montagem	Sem pressão	Sem pressão
=====		

Estudo 2 - Análise das Espessuras

Aqui foram estudadas dez próteses montadas em anel 25, conforme mostra o Quadro 2.

QUADRO 2

	Grupo 2 A 5 próteses	Grupo 2 B 5 próteses
Tratamento Químico	2	2
Espessuras	Pericárdios finos	Pericárdios espessos
Método de Montagem	Sem pressão	Sem pressão

Estudo 3 - Análise do Método de Montagem

Para este estudo, foram estudas dez próteses montadas em anel 27, conforme mostra o Quadro 3.

QUADRO 3

=====		
	Grupo 3 A	Grupo 3 B

Tratamento		
Químico	2	2

Espessuras	Pericárdios normais	Pericárdios normais

Método de Montagem	Sem pressão	Com pressão
=====		

Neste grupo, foram colhidos fragmentos de pericárdio de cada prótese (do centro das cúspides) para análise em microscopia ótica, utilizando-se as colorações Hematoxilina-Eosina e Tricrômica de Gomory.

Estudo 4 - Estudo de grupo modificado

Neste estudo, construímos cinco próteses com diâmetro nominal 25mm, e utilizamos o grupo 2 B como controle.

Este novo grupo, teve as seguintes características de montagem, que se encontra no Quadro 4.

QUADRO 4

=====	
Grupo 2C	

Tratamento Químico	2

Espessura	Pericárdios espessos

Método de Montagem	Sem pressão
=====	

Os três parâmetros, aqui selecionados são semelhantes aos do grupo 2 B, porém, com duas diferenças. Aqui, os pericárdios tiveram o

tratamento químico 2: entretanto, nas primeiras horas de fixação, o tecido permaneceu em bastidor, seguindo-se a montagem.

Foi, também, acrescentado um ponto de "alinhamento" das comissuras, inexistente nos grupos anteriores, o que modifica a geometria da prótese.

As 35 próteses foram testadas no sistema de fluxo contínuo, com a seguinte metodologia:

Após a colocação da prótese no sistema, obteve-se abertura das três cúspides pela imposição de fluxo suficientemente alto através dela. A seguir, diminuiu-se gradativamente o fluxo até 1 l/min, fazendo-se a leitura do gradiente. Com aumento gradativo do fluxo, foram feitas leituras dos Δp em mm H₂O nos seguintes fluxos: 1, 2, 3, 4, 5, 10, 15, 20, 30, 40 e 50 l/min.

Além da leitura dos Δp observou-se o tipo de abertura de cada cúspide, anotando-se qualquer anormalidade.

Com esses dados, foram calculados os seguintes parâmetros, seguindo-se a metodologia proposta por Gabbay et alii (30).

1. Area Efetiva de Abertura

$$AEA = \frac{\text{Fluxo}}{51.6 \sqrt{\Delta P}}$$

Sendo: Fluxo em ml/seg, ΔP em mmHg e
AEA em cm²

2. Coeficiente de Descarga

$$Cd = \frac{AEA}{\text{área interna do anel}}$$

3. Indice de Desempenho

$$ID = \frac{AEA}{\text{área montagem da prótese}}$$

Para o cálculo da área interna do anel e da área de montagem da prótese, foram medidos os respectivos diâmetros com paquímetros, e obtidas as áreas pela fórmula :

$$S = \frac{\pi d^2}{4}$$

As áreas para cada prótese encontram-se na tabela III - Anexo.

As AEA foram calculadas para cada prótese em todos os fluxos medidos. Os Cd e os ID foram calculados para cada prótese no fluxo de 20 l/min.

A variabilidade dos Δp , AEA, Cd e ID com fluxo de 20 l/min, foi calculada com base na fórmula:

$$V\% = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{2 \bar{X}} \times 100$$

Em três próteses foram realizadas fotografias com fluxo de 20 l/min, e as áreas reais medidas com planímetro A. OTT - Kempten - Baviera - Alemanha, No. 112.756.

A partir desta medida, calculou-se o Cd em relação ao orifício real da prótese.

4. Análise Estatística

A análise estatística dos dados referentes aos resultados dos Δp , AEA, Cd e ID foi feita pelo teste paramétrico "t" de Student,

para amostras independentes.

O nível de significância testado foi de 0,05.

Optou-se por esse teste por ser muito sensível e para detectar se as amostras originavam-se de uma mesma população, ou seja, com as mesmas características.

IV- RESULTADOS

A observação visual das próteses testadas, demonstrou que todas se comportaram de maneira similar no processo de abertura.

O mecanismo seqüencial de abertura das cúspides é evidente, sendo geralmente necessários fluxos de 2 a 4 l/min para manter as três cúspides em posição semi-aberta. Aumentos gradativos do fluxo e Δp , provocaram abertura progressiva das cúspides, atingindo-se a abertura total com fluxos de 15 - 20 l/min.

Fluxos altos (acima de 20 l/min), fizeram que em várias próteses aparecessem vibrações nas cúspides. Estas vibrações iniciavam-se, tipicamente, em uma cúspide, estendendo-se para as demais com o aumento do fluxo.

O mecanismo típico de abertura das próteses estudadas está ilustrado na Figura 4.

Os resultados obtidos em cada estudo, são apresentados a seguir.

Estudo 1 - Análise do tratamento químico

Neste estudo, as espessuras dos pericárdios e o método de montagem foram constantes, para que se pudesse observar a

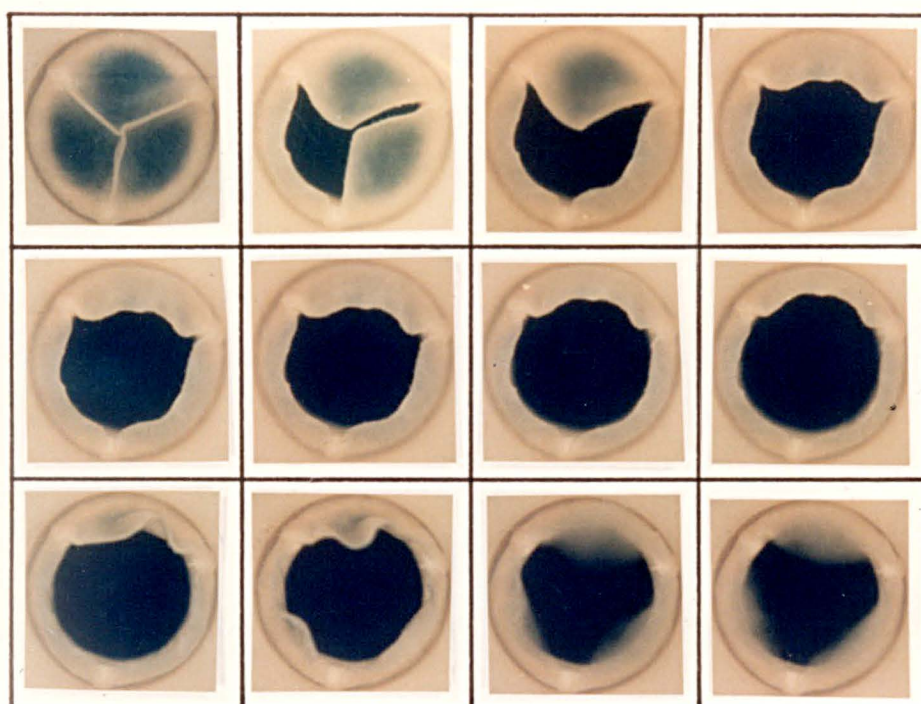


FIGURA 4 - Mecanismo Típico de Abertura das Próteses. As fotos da primeira fila correspondem a fluxos de 0, 1, 2 e 3 l/min. Na segunda fila a fluxos de 4,5, 10 e 15 l/min, e na terceira fila a 20, 30, 40 e 50 l/min.

influência do tratamento químico nos resultados.

Os resultados individuais de cada prótese testada, se encontram-se no Anexo.

A tabela 1 e o gráfico 1, mostram a média dos Δp com os desvios-padrão em relação aos fluxos para cada grupo.

TABELA 1

	Grupo A		Grupo B		
Fluxo (l/min)	Δp (mmHg)		Δp (mmHg)		t
1	0,2 ±	0,1	0,2 ±	0,06	NS
2	0,5 ±	0,1	0,5 ±	0,1	NS
3	0,8 ±	0,1	0,8 ±	0,1	NS
4	1,2 ±	0,3	1,0 ±	0,2	NS
5	1,9 ±	0,4	1,5 ±	0,2	NS
10	5,1 ±	0,6	4,6 ±	0,5	NS
15	10,5 ±	1,3	9,9 ±	1,0	NS
20	18,1 ±	2,1	16,9 ±	0,6	NS
30	34,1 ±	3,6	33,7 ±	2,6	NS
40	57,8 ±	7,4	56,8 ±	5,1	NS
50	86,3 ±	11,9	85,3 ±	8,8	NS

A análise estatística pelo teste "t" de Student, demonstrou não haver diferenças significativas entre os grupos em todos os fluxos estudados.

A tabela 2 mostra as médias com os desvios-padrão para as AEA, Cd e ID, calculados para cada grupo (com fluxo de 20 l/min).

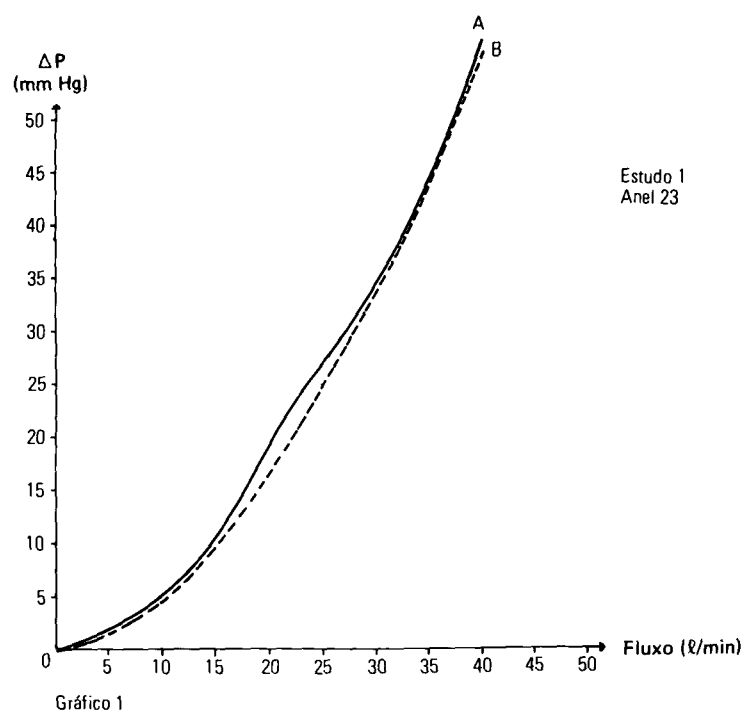


GRAFICO 1 - Relação Fluxo/ Δp para os grupos A e B
do Estudo 1.

TABELA 2

Grupo	\overline{AEA}^2 (cm ²)		\overline{Cd}		\overline{ID}		t
	+	-	+	-	+	-	
A	1,52	- 0,09	0,72	- 0,20	0,37	- 0,02	NS
B	1,56	- 0,02	0,74	- 0,03	0,38	- 0,01	NS

O "t" de Student calculado foi não significativo para esses três parâmetros calculados.

Apesar das cúspides aparecerem totalmente abertas com fluxo de 20 l/min, as AEA calculadas para 50 l/min foram superiores às AEA calculadas para 20 l/min. Assim, no grupo A a AEA média foi de 1,52 cm² aos 20 l/min para 1,74 cm² aos 50 l/min, enquanto no grupo B foi de 1,56 cm² para 1,75 cm².

A prótese 5B foi fotografada durante o teste, e sua área real medida planimetricamente aos 20 l/min, obtendo-se uma área de 1,97 cm². O Cd calculado com base nesta área, foi de 0,92.

Não havendo diferenças estatísticas significativas entre os dois grupos, calculou-se a variabilidade percentual do Δp , AEA, Cd e ID entre

as 10 próteses estudadas, obtendo-se os valores que se encontram na tabela 3.

TABELA 3

Variabilidade %	
Δp	13,21
AEA	6,49
Cd	7,51
ID	5,31

O fluxo necessário para o início das vibrações na primeira cúspide, no grupo A, foi 18, 10, 22, 30 e 18 l/min e, no grupo B, 17, 24, 34, 15 e 26 l/min. As vibrações ocorreram de forma semelhante nos dois grupos. Inicialmente, as vibrações se restringiam a uma cúspide, e o aumento progressivo do fluxo fez com que as três cúspides apresentassem o mesmo fenômeno.

Salienta-se que a prótese 2A apresentou comportamento anormal em relação às demais. Nessa prótese, foi necessário fluxo de 10 l/min para

abrir a terceira cúspide, que exibiu vibração desde o início da abertura.

Estudo 2 - Análise das espessuras dos pericárdios

Neste estudo, manteve-se constante o tratamento químico e o método de montagem, variando-se a espessura dos pericárdios.

A espessura dos pericárdios, no grupo A, foi de 0,21, 0,19, 0,18, 0,18 e 0,20mm, e no grupo B, foi de 0,37, 0,36, 0,37, 0,38 e 0,35mm.

Os dados individuais de cada prótese testada, se encontram no Anexo.

A tabela 4 e o gráfico 2, mostram a média dos Δp com os desvio-padrão em relação aos fluxos, para cada grupo.

A análise estatística pelo teste "t" de Student, demonstrou não haver diferenças significativas entre os grupos em todos os fluxos, à exceção do fluxo 40 l/min, onde os gradientes gerados no grupo A foram significativamente menores que no grupo B ($p < 0,05$).

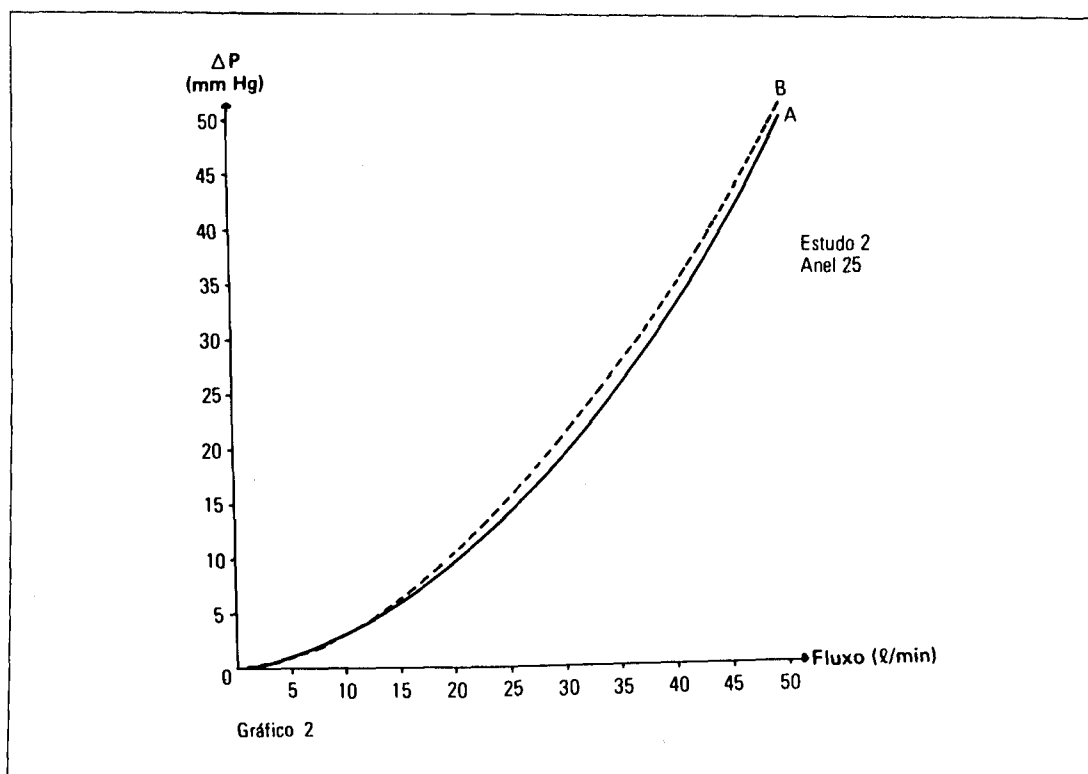


GRAFICO 2 - Relação Fluxo/ Δp para os grupos A e B
do Estudo 2.

TABELA 4

	Grupo A		Grupo B		
Fluxo (l/min)	ΔP (mmHg)		ΔP (mmHg)		t
1	0,1 \pm	0,08	0,2 \pm	0,09	NS
2	0,2 \pm	0,1	0,3 \pm	0,09	NS
3	0,4 \pm	0,2	0,6 \pm	0,06	NS
4	0,8 \pm	0,4	0,9 \pm	0,09	NS
5	1,2 \pm	0,6	1,2 \pm	0,08	NS
10	2,9 \pm	0,4	2,9 \pm	0,3	NS
15	5,8 \pm	0,8	6,1 \pm	0,8	NS
20	10,1 \pm	0,9	10,3 \pm	1,8	NS
30	19,4 \pm	1,4	20,3 \pm	0,8	NS
40	32,1 \pm	1,6	33,9 \pm	1,3	S
50	48,0 \pm	1,9	50,2 \pm	2,2	NS

A tabela 5 demonstra as médias com os desvios-padrão para as AEA, Cd e ID calculados para cada grupo (com fluxo de 20 l/min).

TABELA 5

Grupo	$\frac{2}{\text{AEA (cm)}}$	Cd	ID	t
A	$\begin{matrix} + \\ 2,032 - 0,08 \end{matrix}$	$\begin{matrix} + \\ 0,70 - 0,03 \end{matrix}$	$\begin{matrix} + \\ 0,42 - 0,01 \end{matrix}$	NS
B	$\begin{matrix} + \\ 2,012 - 0,10 \end{matrix}$	$\begin{matrix} + \\ 0,69 - 0,04 \end{matrix}$	$\begin{matrix} + \\ 0,41 - 0,03 \end{matrix}$	NS

O teste "t" de Student foi não significativo para todos os parâmetros calculados.

Da mesma forma que no estudo anterior, as áreas efetivas calculadas para 50 l/min foram superiores às calculadas para 20 l/min. No grupo A, a média da AEA foi de $2,03 \text{ cm}^2$ para $2,32 \text{ cm}^2$ e no grupo B, foi de $2,01 \text{ cm}^2$ para $2,28 \text{ cm}^2$.

As próteses 6A e 7B, tiveram suas áreas reais de abertura fotografadas e planimetradas. Obtivemos valores de $2,41 \text{ cm}^2$ e $2,53 \text{ cm}^2$. Os Cd baseados nesses valores foram de 0,87 e 0,86.

Neste estudo, foram também calculadas as variabilidades percentuais de Δp , AEA, Cd e ID para os dois grupos simultaneamente. Os valores estão na tabela 6.

TABELA 6

Variabilidade %	
Δp	14,72
AEA	7,77
Cd	8,27
ID	9,52

O início das vibrações da primeira cúspide, no grupo A, ocorreu com 19, 28, 21, 15 e 22 l/min e no grupo B, com 21, 35, 25, 26 e 24 l/min.

As vibrações do grupo A, foram diferentes das do grupo B. No grupo A, as vibrações se assemelharam às já descritas anteriormente. No grupo B, as vibrações foram intermitentes, ou seja para um mesmo fluxo alternavam-se períodos com vibração e períodos sem vibração. Estas foram de baixa frequência, e em três próteses só acometeram duas cúspides, mesmo com fluxos de 50 l/min.

Estudo 3 - Análise do Método de Montagem

Aqui, foram mantidas constantes as espessuras e o tratamento químico, para analisar a influência do método de montagem na função das próteses.

Os resultados individuais de cada prótese testada, se encontram no Anexo.

A tabela 7 e o gráfico 3, mostram a média dos Δp com os desvios-padrão em relação aos fluxos para cada grupo.

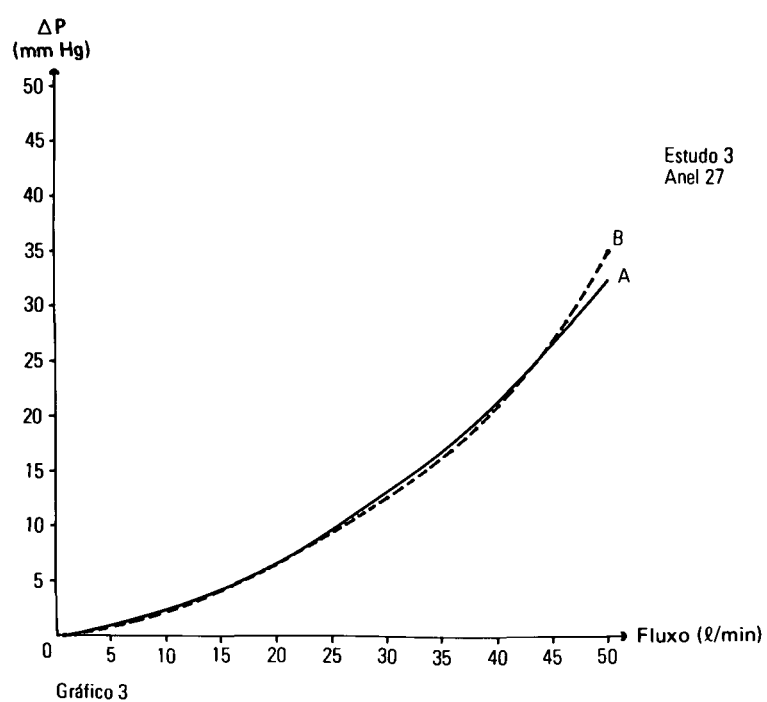


GRAFICO 3 - Relação Fluxo/ Δp para os grupos A e B
do Estudo 3.

TABELA 7

	Grupo A		Grupo B		
Fluxo (l/min)	Δp (mmHg)		Δp (mmHg)		t
1	0,09 ±	0,03	0,09 ±	0,03	NS
2	0,2 ±	0,03	0,2 ±	0,1	NS
3	0,3 ±	0,03	0,3 ±	0,09	NS
4	0,5 ±	0,1	0,5 ±	0,2	NS
5	0,8 ±	0,09	0,8 ±	0,2	NS
10	2,3 ±	0,5	2,3 ±	0,8	NS
15	4,3 ±	0,7	4,3 ±	1,0	NS
20	6,8 ±	0,7	6,9 ±	1,3	NS
30	13,2 ±	1,3	13,3 ±	1,9	NS
40	21,6 ±	2,5	22,3 ±	2,8	NS
50	32,3 ±	3,2	34,9 ±	2,2	NS

A análise estatística pelo teste "t" de Student, demonstrou não haver diferenças significativas em nenhum fluxo.

A tabela 8, mostra as médias com os desvios-padrão para as AEA, Cd e ID calculados para cada grupo (com fluxo de 20 l/min).

TABELA 8

=====				
2				
	AEA (cm)	Cd	ID	t

A	2,47 ± 0,13	0,70 ± 0,03	0,43 ± 0,02	NS

B	2,48 ± 0,24	0,70 ± 0,06	0,43 ± 0,04	NS
=====				

Novamente, não houve diferenças estatisticamente significativas nesses parâmetros.

As áreas efetivas de abertura calculadas para 50 l/min, foram de $2,84 \text{ cm}^2$ no grupo A, e de $2,75 \text{ cm}^2$ no grupo B.

A tabela 9, mostra as variabilidades encontradas neste estudo.

TABELA 9

Variabilidade %	
Δp	16,09
AEA	12,41
Cd	11,33
ID	11,63

No grupo A, ocorreram vibrações em quatro próteses, com início aos 49, 40, 36 e 30 l/min. No grupo B, não houve vibrações em qualquer fluxo.

O estudo microscópico dos pericárdios demonstrou que no grupo A os pericárdios

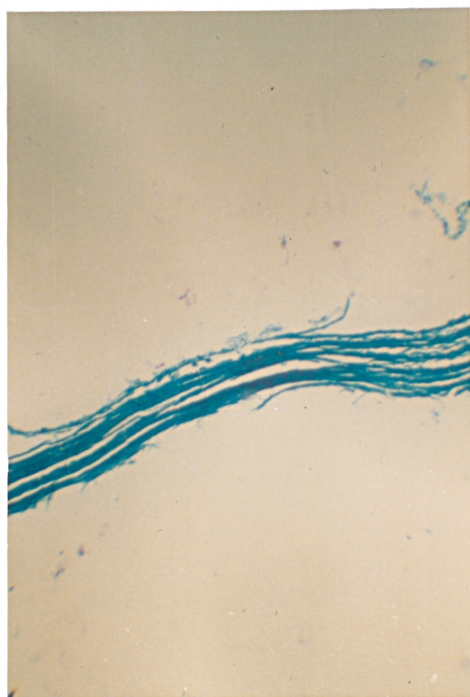
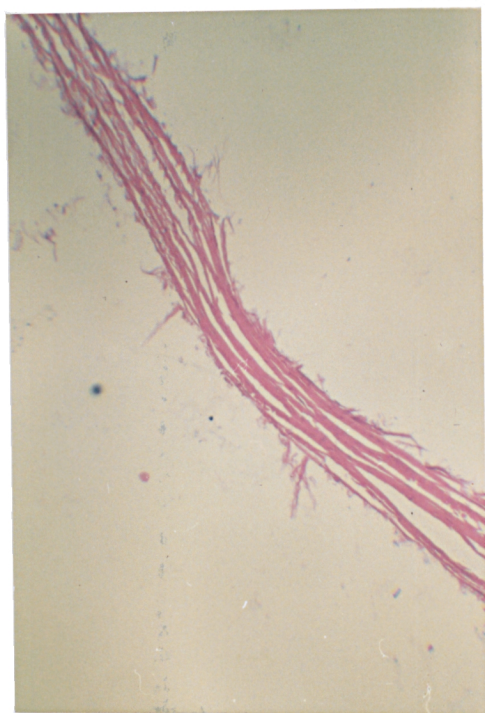
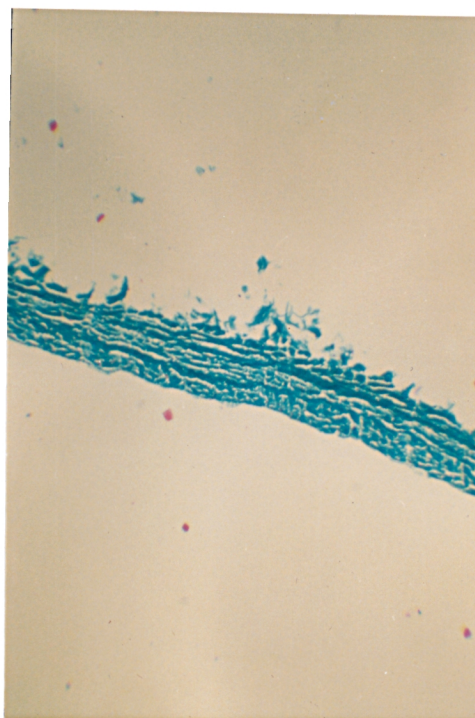
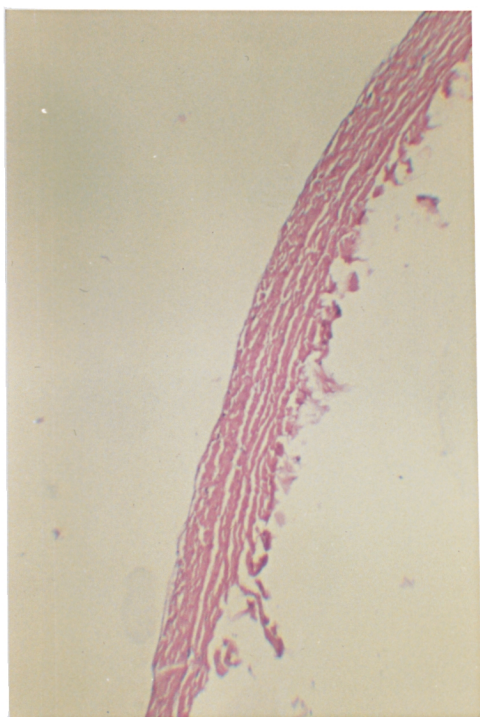


FIGURA 5 - Microscopia ótica dos pericárdios.

1 e 2 - Coloração H.E. e Tricrômica de Gomori dos pericárdios das próteses montadas sem pressão (40x)

3 e 4 - Coloração H.E. e Tricrômica de Gomori dos pericárdios das próteses montadas com pressão.

apresentaram sua arquitetura normal com preservação da ondulação das fibras colágenas. Já no grupo B, ficou evidente que as fibras colágenas ficaram comprimidas e retificadas (Figura 5).

Estudo 4 - Análise do grupo modificado

Este estudo se refere ao grupo de próteses com diâmetro nominal 25mm (grupo 2 C), similar ao grupo 2B, entretanto, com duas modificações: os pericárdios foram previamente fixados por duas horas em bastidores antes da montagem das próteses, acrescentando-se pontos de "alinhamento" das comissuras.

Os resultados individuais para cada prótese testada, se encontram no Anexo.

Utilizamos o grupo B do estudo 2, como controle.

A tabela 10 e o gráfico 4 mostram a média dos Δp com os desvios-padrão em relação aos fluxos estudados para cada grupo.

Os Δp gerados pelo grupo modificado foram superiores aos do grupo controle, sendo as diferenças estatisticamente significativas em todos os fluxos, à exceção do fluxo 1 l/min.

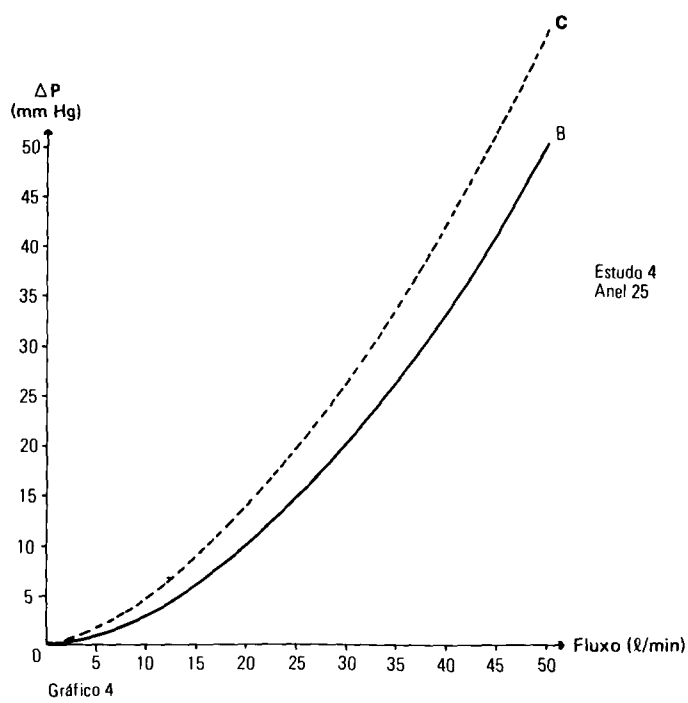


GRAFICO 4 - Relação Fluxo/ Δp para os grupos B e C do Estudo 4.

TABELA 10

	Grupo B		Grupo C		
Fluxo (l/min)	Δp (mmHg)		Δp (mmHg)		t
1	0,2 ±	0,09	0,2 ±	0,1	NS
2	0,3 ±	0,09	0,5 ±	0,1	S
3	0,6 ±	0,06	0,8 ±	0,1	S
4	0,9 ±	0,09	1,4 ±	0,3	S
5	1,2 ±	0,08	1,8 ±	0,3	S
10	2,9 ±	0,3	4,9 ±	0,4	S
15	6,1 ±	0,8	9,6 ±	0,6	S
20	10,3 ±	1,0	14,9 ±	0,8	S
30	20,3 ±	0,8	26,8 ±	1,7	S
40	33,9 ±	1,3	42,8 ±	0,9	S
50	50,2 ±	2,2	62,1 ±	2,2	S

A tabela 11, mostra as médias com os desvios-padrão para as AEA, Cd e ID calculados para cada grupo com fluxo de 20 l/min.

TABELA 11

	² AEA (cm)	Cd	ID	t
C	+ 1,66 - 0,04	+ 0,58 - 0,01	+ 0,34 - 0,01	S
B *	+ 2,01 - 0,11	+ 0,09 - 0,04	+ 0,41 - 0,03	S

* controle

O teste "t" de Student, foi significativo para todos os parâmetros ($p < 0,05$).

A média das AEA calculadas para 50 $\frac{l}{min}$, no grupo C, foi de $1,74 \text{ cm}^2$, em comparação a $1,66 \text{ cm}^2$ aos 20 $\frac{l}{min}$.

A variabilidade percentual Δp , AEA, Cd e ID para o grupo C, com fluxo de 20 $\frac{l}{min}$ se encontra na tabela 12.

TABELA 12

Variabilidade %	
Δp	7,71
AEA	3,90
Cd	3,45
ID	4,36

Com respeito às vibrações, os dois grupos também se comportaram de maneira diferente. A maneira como ocorreram as vibrações no grupo B, já foi descrita no estudo 2.

No grupo C, não ocorreu vibração em nenhum fluxo. (Figura 6)

Foi interessante observar que o contorno

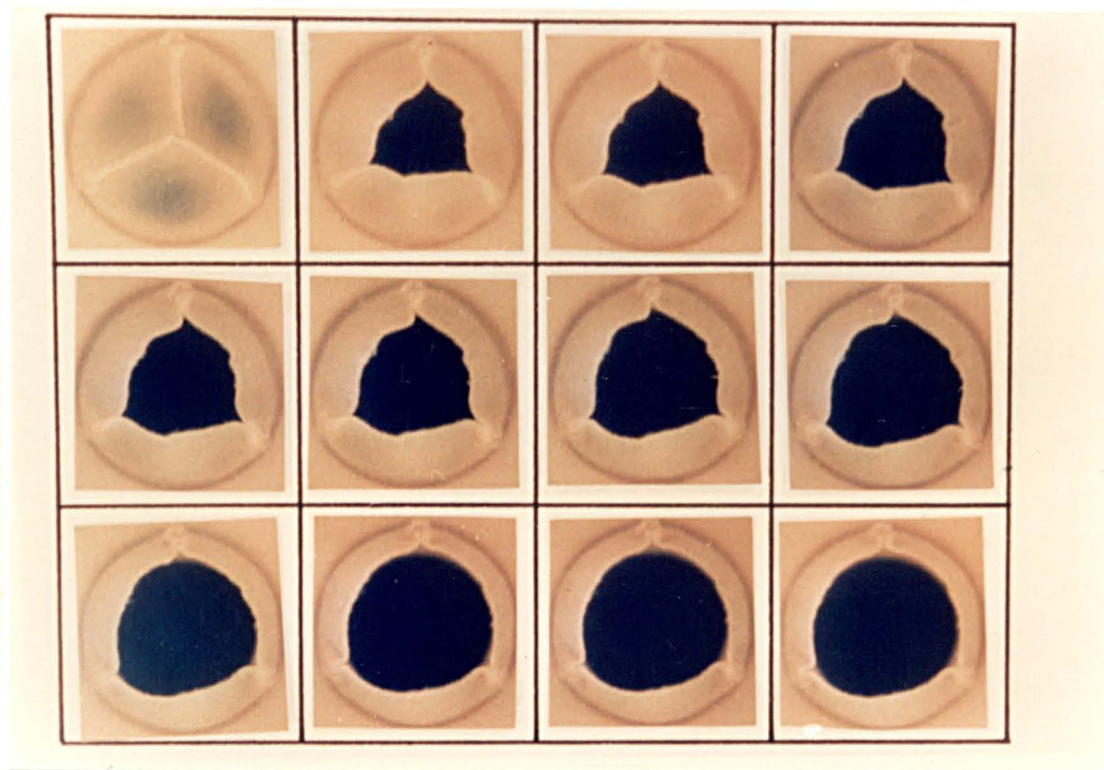


FIGURA 6 - Abertura de prótese do grupo modificado.

Os fluxos de cada fotografia são semelhantes aos da Figura 4.

das cúspides abertas no grupo C é mais perfeito quando comparado ao grupo controle.

V- DISCUSSÃO

Passados mais de vinte e cinco anos desde que se iniciou a substituição das valvas cardíacas (64), ainda não se obteve o substituto valvar ideal.

Em decorrência disto, numerosos tipos de substitutos valvares são disponíveis atualmente, todos eles com vantagens e desvantagens.

Do ponto de vista hidrodinâmico, todas as próteses atuais são, em graus variados, estenóticas (30).

A utilização clínica de próteses com comportamento hidrodinâmico superior, fornece melhor resultado funcional e evita problemas clínicos secundários, como a hemólise (49), tromboembolismo e trombose valvar (74).

As vantagens técnicas também são evidentes. Diminui a necessidade de operações mais complexas como as de ampliação da raiz aórtica (10, 44, 50, 54, 62, 67), e evita-se o uso de próteses mitrais muito grandes, as quais podem causar roturas ventriculares (56, 60, 85).

A prótese de pericárdio bovino conservada em glutaraldeído, começou a ser empregada clinicamente, em Março de 1971, por

Ionescu et alii (40).

No Brasil, o desenvolvimento desta prótese foi realizado por Braile et alii (13), que iniciaram seu emprego clínico em 1977.

Diversos estudos "in vitro" demonstram que as próteses de pericárdio bovino apresentam desempenho hidrodinâmico satisfatório, comparadas a outras próteses cardíacas (23, 24, 26, 30, 66, 82).

Isto se deve ao fato de permitirem fluxo central através de um amplo orifício, causando assim, gradientes pequenos, mesmo com fluxos relativamente altos (30, 87).

Como não houve diferença no desempenho hidrodinâmico entre os grupos nos estudos 1, 2 e 3 deste trabalho, podemos analisar os resultados juntando-os em um grupo único.

Pelo presente estudo, verifica-se que fluxos de 10, 20 e 30 l/min, causaram gradientes da ordem de 5, 17 e 33 mmHg, respectivamente, em próteses 23. Para as próteses 25, esses valores foram de 3, 10 e 19 mmHg, enquanto nas próteses 27 foram de 2, 6, 13 mmHg.

Os valores encontrados são bastante semelhantes aos descritos por Gabbay et alii (30) e

Wright (87) para as próteses tipo Ionescu-Shiley.

Calculamos as AEA, com base na fórmula de Gorlin & Gorlin, mantendo o valor de Cd como a unidade, conforme indicado por Gabbay et alii (30).

Concordamos plenamente com Gabbay, em que o valor do Cd deva ser igual a 1 no cálculo para as próteses, ao invés de atribuir-lhe valores hipotéticos e irreais. Isto porque cada prótese tem um Cd específico, dependente de seu projeto. Assim, após calculada a AEA e conhecida a área real do orifício interno da prótese, calcula-se o Cd correspondente.

Wright (87), por exemplo, adota um coeficiente de descarga (Cd) de 0,88 em seus cálculos, obtendo, desta forma, AEA superiores às áreas reais planimetradas, o que é, por definição, paradoxal. O autor reconhece, porém, que a fórmula como usada, não é precisa, sendo entretanto, bastante útil aos cardiologistas.

Rosen et alii (66), utilizaram um Cd de 0,73 para todas as próteses que estudaram, obtendo valores muito grandes para as áreas efetivas calculadas. Tais resultados podem ter sido falseados pelo uso inadequado da fórmula.

A comparação de dados obtidos em

diferentes sistemas deve ser feita com muita cautela, por motivos já explicados. Entretanto, somente a título de ilustração, os quadros 5, 6 e 7 mostram as AEA obtidas por alguns investigadores para próteses de pericárdio bovino. Os valores obtidos por Wright (87), tiveram fator de adaptação de 0,88 e os de Rosen fator de 0,73, para se enquadrarem na metodologia do presente estudo.

QUADRO 5 - Anel 23

AUTOR	PRÓTESE	2
		AEA (cm)
Costa	presente estudo	1.54
Wright (87)	Ionescu-Shiley Standard	1.43
Rosen (66)	Vascor	1.89
Gabbay	Cardioprótese	2.23

QUADRO 6 - Anel 25

AUTOR	PROTESE	AEA (cm) ²
Costa	presente estudo	2.02
Gabbay (26)	Ionescu-Shiley Standard	1.94
Gabbay (26)	Ionescu-Shiley Baixo Perfil	2.10
Wright (87)	Ionescu-Shiley Standard	1.48
Rosen (66)	Vascor	2.04
Gabbay (26)	Hancock Pericardial	2.61
Gabbay	Cardioprótese	2.53

QUADRO 7 - Anel 27

AUTOR	PROTESE	² AEF (cm)
Costa	presente estudo	2.48
Wright (87)	Ionescu-Shiley Standard	1.55
Rosen (66)	Vascor	2.50
Gabbay	Cardioprótese	2.53

A observação destes quadros mostra a grande variabilidade dos resultados, confirmando que as comparações entre as próteses devem ser feitas em um mesmo sistema e com a mesma metodologia.

O cálculo dos Cd do presente estudo, variou de 0,69 a 0,74 e dos ID variou de 0,37 a

0,43, os quais estão de acordo com os resultados obtidos por Gabbay et alii (26, 30), para as próteses tipo Ionescu-Chiley Standard e Baixo Perfil.

As próteses de pericárdio comportam-se como um bocal, ou seja, apresentam um orifício inicial (ao nível do anel valvar) maior que o final (ao nível das margens livres das cúspides). Desta maneira, o orifício real disponível para o fluxo é o orifício final.

Assim sendo, planimetramos as áreas dos orifícios reais em três próteses deste estudo, e calculamos o Cd baseado nestas áreas, obtendo-se os valores de 0,92, 0,86 e 0,87.

Estes resultados estão de acordo com o estudo experimental para os bocais de raio longo (7), mostrando que a metodologia utilizada foi correta.

Ionescu (39), observou que a prótese de pericárdio bovino, ao contrário de outras biopróteses, sendo totalmente manufaturada pelo homem, está ligada a um conceito de versatilidade, permitindo as mais variadas modificações no seu projeto, no sentido de se obter o melhor resultado funcional.

Isto se reflete nos numerosos novos modelos que surgiram nos últimos anos (3, 5, 9, 66, 71, 73).

Pensamos, porém, que próteses visualmente similares possam apresentar comportamentos diferentes, com importantes implicações em sua função e durabilidade.

O pericárdio bovino é um tecido de espessura variável, constituído por três camadas (2, 43). A primeira é a camada superficial ou serosa, composta de células mesoteliais de configuração achatada. A segunda, a camada fibrosa, é composta por fibras colágenas, orientadas em várias direções, e que possuem aparência ondulada ao microscópio ótico. Há, também, nesta camada, fibras elásticas. A última camada, chamada de epipericárdica, além de fibras colágenas e elásticas, contém vasos, nervos e tecido adiposo.

O tratamento químico do pericárdio pelo glutaraldeído (86), provoca ligações inter e intramoleculares das cadeias polipeptídicas do colágeno, principalmente pela formação de bases de Schiff.

Esse processo é referido como estabilização ou fixação do pericárdio. Deste modo, obtém-se um

tecido com maior resistência física (57).

O uso subsequente de formaldeído, não altera as propriedades físicas conferidas pelo glutaraldeído (86).

Trowbridge et alii (75) e Van Noort et alii (77), mostraram em estudos de tensão/deformação, que pericárdios tratados pelo glutaraldeído exibem maior rigidez que pericárdios não tratados, na fase de tensão até 0,6 N/mm². Acima desses valores, o comportamento dos dois tipos de pericárdio se assemelha. Os autores salientam que é justamente a faixa de tensões de 0,2 a 0,8 N/mm², que os tecidos são submetidos durante o funcionamento das próteses cardíacas "in vivo".

O processo de fixação do pericárdio pelo glutaraldeído não é simples. Woodroof (86) refere que neste procedimento, os seguintes parâmetros devem ser levados em consideração: composição e concentração do glutaraldeído, pH, composição iônica, tempo e temperatura de exposição do tecido à solução e configuração geométrica do tecido durante o processo.

Ao descrever as diversas próteses de

pericárdio bovino, os autores não especificam claramente como utilizam os parâmetros de fixação. Trabalhos publicados que analisem a influência dos parâmetros na função de uma determinada prótese, são escassos.

Woodroof (86) estudando a fixação de cúspides de valvas aórticas porcinas pelo glutaraldeído, demonstrou que não existem diferenças entre elas, quando tratadas por soluções com concentrações que variaram de 0.1 a 5%, analisadas pela estabilidade térmica.

Nas próteses de pericárdio disponíveis para uso clínico, encontramos descrições do uso de glutaraldeído em concentrações que variaram de 0.2% até 0.625% (12, 41, 65, 66).

Em nossa experiência, os pericárdios tratados inicialmente com concentrações mais baixas de glutaraldeído (0.1 ou 0.2%) e, posteriormente, passados para glutaraldeído 0.5 ou 0.625%, dão a impressão táctil de serem mais flexíveis que pericárdios fixados diretamente em glutaraldeído a 0.5 ou 0.625%. Os efeitos das diferentes concentrações nas propriedades físicas do pericárdio, são atualmente estudadas, na Universidade Federal do Paraná (17).

O estudo 1 visou a analisar que influência a fixação do pericárdio com baixas concentrações iniciais de glutaraldeído, comparada a concentrações usuais de glutaraldeído, poderia ter na função hidrodinâmica das próteses.

Conforme observado no gráfico 1 e nas tabelas 1 e 2 dos resultados, não houve diferenças estatisticamente significativas, quanto aos gradientes gerados, assim como para as AEA, Cd e ID calculados.

O comportamento qualitativo da abertura das cúspides em ambos os grupos, também foi absolutamente similar, ou seja, ocorreu a abertura gradual das cúspides com o aumento progressivo do fluxo e, após a abertura total, houve ocorrência de vibrações de alta frequência com fluxos altos (geralmente acima de 20 l/min).

Desta maneira, a impressão de que os pericárdios tratados inicialmente com concentrações baixas de glutaraldeído são mais flexíveis e resultariam em próteses com melhor função hidrodinâmica, não foi confirmada. Eventualmente, em duplicadores de pulso onde há possibilidade de se observar melhor os efeitos inerciais da abertura e

fechamento, alguma diferença pode ser detectada.

Outro parâmetro a ser analisado, é a espessura do pericárdio utilizado na confecção das próteses.

Braille (12), utilizou pericárdios com 0,2mm de espessura para válvulas menores e com 0,3mm para válvulas maiores.

No estudo de Walker et alii (80), estão citadas as medidas de espessura de várias próteses, que variaram de 0.28 a 0.62mm.

Mikus et alii (53), demonstraram que as espessuras não devem ser usadas como critério para se obter um produto homogêneo, uma vez que as características físicas do tecido se apresentaram independentes da espessura.

Os estudos preliminares realizados na Universidade Federal do Paraná (17) estão de acordo com esses achados.

Entretanto, não encontramos análise da influência da espessura na função hidrodinâmica das próteses.

O estudo 2, teve essa finalidade. Para isso, foram estudadas dez próteses com diâmetro nominal 25mm, sendo o grupo A de pericárdios finos

e o grupo B de pericárdios espessos.

A tendência natural do pensamento é que quanto maior for a espessura, maior a resistência ao fluxo.

Isto não pôde ser confirmado, pelo menos na variação de 0,19mm a 0,39mm, que foi a faixa compreendida neste estudo. Tanto os Δp como as AEA, Cd e ID constantes nas tabelas 4 e 5 e no gráfico 2, mostram que os grupos se comportaram de maneira similar, analisados pelo teste "t" Student.

Entretanto, houve diferença qualitativa entre os dois grupos.

O grupo A, com pericárdios finos, parece mais propenso a vibrar em fluxos altos. O início das vibrações é um pouco mais precoce que no outro grupo, e elas apresentam frequência mais elevada. Uma vez iniciada a vibração em uma cúspide, um pequeno aumento de fluxo causava vibrações nas três cúspides.

Em contrapartida, no grupo com pericárdios espessos, o fluxo necessário para iniciar a vibração da primeira cúspide, foi um

pouco mais alto. Ocasionalmente, esta cúspide vibrava intermitentemente, ou seja, mesmo com um fluxo ainda maior, não havia vibrações por períodos longos.

Além disto, em três próteses deste grupo, apenas duas cúspides vibraram com fluxo de 50 l/min.

Aspecto ao qual damos muita importância é a configuração do tecido durante o processo de fixação e o fato de se aplicar pressão no tecido, para a perfeita moldagem das próteses.

Braile (12), fixou por vários dias, os pericárdios montados em bastidores, na posição plana, antes da montagem da prótese. Bartek et alii (6) e Ionescu & Tandon (41), também fixam o pericárdio antes da montagem das próteses. Entretanto, não citam em que posição e sob que condições.

Ao se colocar os pericárdios em bastidores, muita atenção deve ser dada à tensão a que ficam sujeitos. Reece et alii (61), demonstraram que quando os pericárdios são fixados sob tensão excessiva, apresentam considerável perda de sua extensibilidade. Nesse estudo, os

pericárdios fixados sob tensão, apareceram retificados aos microscópicos ótico e eletrônico, perdendo sua aparência ondulada normal. O autor chama a atenção que válvulas construídas a partir desse tipo de pericárdio podem ser estenóticas e desenvolver fadiga precoce.

Rosen et alii (66), suturaram o pericárdio fresco, não tratado, ao anel da prótese, fixando o mesmo já com a configuração definitiva da cúspide, não havendo necessidade de se usar pressão de nenhuma espécie.

Bartek et alii (6) e Ionescu (39), assim como Braile (12), utilizaram pericárdios previamente fixados para a montagem de suas próteses. Segundo Ionescu (39), as próteses foram montadas sem pressão, o que o autor considera importante para melhor função hidrodinâmica, e para evitar a calcificação. Entretanto, não descreveu como foi feita a moldagem das cúspides.

Braile (12), utilizou para a montagem das próteses, moldes de acrílico similares aos usados para a construção das próteses de dura-máter (59).

Os moldes exercem pressão no tecido. Entretanto, ela difere da pressão comentada nos estudos com valvas porcinas, pelo fato desta pressão estar sendo exercida no tecido já fixado, enquanto, nas valvas porcinas a pressão é utilizada durante a fixação.

Estudos em valvas aórticas porcinas (37, 38, 47), demonstraram que a configuração geométrica da cúspide e a utilização de pressão durante a fixação pelo glutaraldeído, têm influência na função hidrodinâmica e na durabilidade "in vitro".

Imamura et alii (37,38), demonstraram que próteses porcinas fixadas em posição semi-aberta, sem pressão, apresentam função hidrodinâmica superior às de próteses convencionais (fixadas fechadas e com pressão). Citaram também, que a abertura das cúspides é mais simétrica, e o mecanismo sequencial de abertura é minimizado quando utilizado o primeiro método.

Lee et alii (47), demonstraram que as cúspides fixadas com pressão têm maior rigidez e menor extensibilidade, o que aumenta as tensões nos tecidos quando em funcionamento.

Broom & Thomson (16), confirmaram esses

achados, referindo que a funcionalidade das próteses é dependente da manutenção da geometria original das fibras colágenas, e que a utilização de pressão elimina a ondulação normal do colágeno (como foi visto pela microscopia). Mostraram, também, que a utilização de pressão cria pontos localizados de angulação e de tensão excessiva nas cúspides, durante o processo de abertura.

Existem, entretanto, opiniões divergentes. Bodnar et alii (11) e Angell (4), opinam que a utilização de pressão não altera o colágeno e que a função da prótese é inalterada por este fator.

Estudos similares não foram encontrados na literatura, especificamente para o pericárdio bovino.

O estudo 3, teve por finalidade analisar a influência de diferentes métodos de montagem na função hidrodinâmica das próteses.

Para isso foram utilizados dez anéis com diâmetro nominal 27mm, sendo cinco próteses montadas com pressão e cinco sem pressão.

Novamente, não houve diferenças quanto

aos Δp medidos, AEA, Cd e ID calculados.

Entretanto, o comportamento das cúspides diferiu bastante, visto que no grupo montado com pressão não houve vibração de cúspide em nenhum fluxo estudado, enquanto no grupo montado sem pressão, houve vibração em quatro próteses com fluxos elevados (acima de 30 l/min).

Cumprе lembrar que as próteses montadas com pressão, embora não apresentassem vibrações, tiveram lesão histológica observada ao microscópio ótico.

Restaram, entretanto, algumas dúvidas cujas respostas não são fáceis de obter.

1. Que importância têm as vibrações?

A única referência sobre o assunto é feita por Wright (87). O autor refere que entre as características hidrodinâmicas fundamentais das próteses cardíacas, uma delas é a de não dever apresentar vibrações de alta frequência, quando submetidas a altos fluxos. A consequência dessas vibrações seria a fadiga precoce do tecido biológico, com rotura.

No estudo de Wright, as próteses que

apresentaram vibrações foram as próteses porcinas, tipo Hancock e Carpentier-Edwards, não ocorrendo o fenômeno nas próteses de pericárdio bovino tipo Ionescu-Shiley.

Alguns resultados clínicos (21, 42, 55, 68, 76), entretanto, mostram que as próteses de pericárdio bovino apresentam maior incidência de rotura que as próteses porcinas.

Houve, portanto, contradição entre a teoria e a observação.

2. As vibrações ocorrem "in vivo"?

É evidente que a detecção e observação dessas vibrações é muito mais fácil nos sistemas de fluxo contínuo do que em duplicadores de pulso ou "in vivo". Isso porque fluxos acima de 20 l/min, ocorrem somente no pico da sístole através da valva aórtica, e, eventualmente, em situações com altos débitos cardíacos através da valva mitral. Já nos sistemas de fluxo contínuo, podemos manter fluxos bastante altos, continuamente.

Próteses similares às do presente estudo, foram ensaiadas em duplicador de pulso na Universidade de New Jersey, não sendo notadas vibrações.

A observação de próteses incluídas no presente estudo e de outras próteses similares testadas por nós no sistema de fluxo contínuo, revela que a ocorrência das vibrações é inversamente proporcional ao diâmetro da prótese. (A ocorrência das vibrações foi comum nas próteses 23 e 25mm, sendo rara nas próteses 29 e 31mm).

Isso indica que, pelo menos em boa parte, a ocorrência das vibrações é proporcional à velocidade de fluxo e turbulência através da prótese (número de Reynolds).

Na situação "in vivo", os números de Reynolds devem ser menores do que "in vitro", pois a viscosidade cinemática do sangue é maior que a da água. Desta maneira, precisaríamos de fluxos ainda mais elevados "in vivo", para a ocorrência das vibrações.

Além do mais, outras condições vigentes sobre a circulação humana podem influir. O sangue é um fluido não-newtoniano, as paredes do sistema circulatório são distensíveis, etc.

Assim, é muito difícil fazer extrapolação sobre a ocorrência dos observados "in vitro" para a situação "in vivo".

3. Porquê próteses montadas com pressão não apresentaram vibrações e as montadas sem pressão o fizeram?

4. Como eliminar estas vibrações?

Para responder estas perguntas devemos procurar as diferenças existentes entre estes dois tipos de próteses.

Em primeiro lugar, como o método de montagem é diferente, a geometria final das cúspides provavelmente também será. Assim, tanto a área de superfície das cúspides como as angulações relativas das cúspides na prótese podem diferir e provocar comportamentos diferentes.

Em segundo lugar, nas próteses montadas com pressão, os pericárdios são fixados em posição plana, adquirindo a forma definitiva de uma cúspide através de moldagem com pressão. Já as cúspides das próteses montadas sem pressão, são fixadas em sua posição definitiva. Portanto, as posições naturais de repouso destes pericárdios são bastante diferentes, o que, por sua vez, podem também alterar seu comportamento final.

Em terceiro lugar, foi visto no estudo

2, que pericárdios mais espessos são menos propensos a vibrações que os finos.

Em nossa opinião, os três fatores podem ser igualmente críticos, devendo-se achar uma combinação ideal entre eles para se obter o resultado desejado.

Desta maneira, foram construídas próteses com pericárdios espessos, fixados cerca de duas horas em posição plana e sem utilizar pressão para a moldagem. Conseguiu-se um resultado intermediário, ou seja, ocorrência de vibrações de baixa frequência, sendo, entretanto, necessários fluxos mais altos para o início das vibrações (e.g. acima de 35-40 l/min). Obteve-se, também, algumas próteses sem vibrações (Figura 7).

A tudo isso acrescentando um ponto de "alinhamento" nas comissuras, foram obtidas próteses que não apresentaram vibração com fluxos de até 50 l/min. Essas próteses representam o grupo modificado do estudo 4 (Ver Figura 6).

Esse grupo foi comparado ao grupo 2B, e teve comportamento hidrodinâmico inferior, com Δp mais altos e AEA, Cd e ID menores. Aqui as diferenças foram estatisticamente significativas

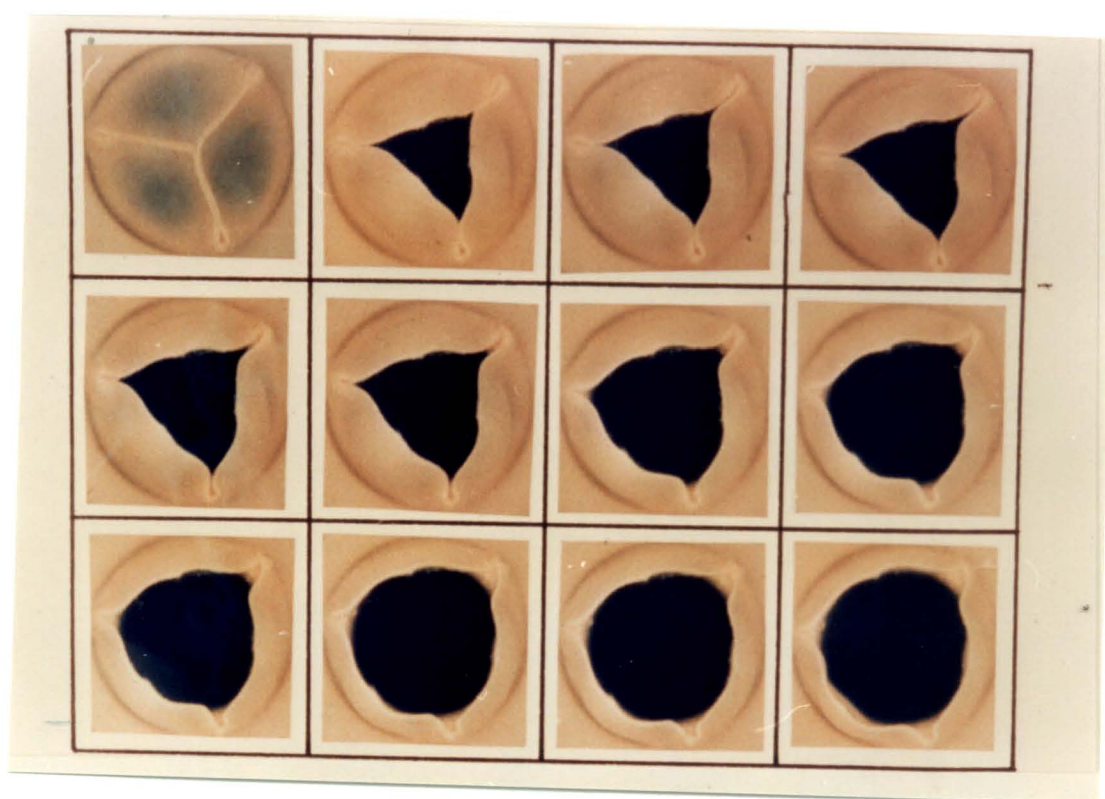


FIGURA 7 - Mecanismo de abertura de prótese com pericárdio espesso e com tratamento químico 2 modificado. Os fluxos de cada fotografia são semelhantes aos das Figuras 4 e 6.

pelo teste "t" de Student ($p = 0,05$).

Este novo grupo, montado em anéis de 25mm, apresentou comportamento inferior às demais próteses com mesmo diâmetro, porém, superior às próteses 23mm. Poder-se-ia dizer que elas apresentaram comportamento de uma prótese 24mm.

A observação de fotografias de próteses de pericárdio bovino disponíveis comercialmente, revelam que elas apresentam esse ponto de de "alinhamento" das comissuras.

O acréscimo desse ponto não é, entretanto, sem consequências. Zerbini & Puig (91), relataram que a observação de próteses de duramáter em duplicador de pulso demonstrou ser, nas comissuras, o local de maior stress, e que várias próteses implantadas clinicamente apresentaram rotura nesse ponto, sem lesão histológica. Referiram que, a partir destes dados, o método de construção das próteses mudou e que as cúspides eram suturadas separadamente.

Já Gabbay et alii (27, 28), opinam que o principal mecanismo de rotura dessas próteses é por abrasão do pericárdio, que se choca continuamente contra o tecido de dacron do anel da prótese. O

mesmo pensamento foi expresso por Wheatley et alii (84). Estes autores referem que "in vivo" a neocndotelização da prótese pode diminuir o mecanismo de abrasão e que as roturas observadas estão em íntima relação com o ponto de alinhamento das comissuras.

Demonstrou-se, portanto, que é possível construir próteses sem pressão e que não apresentem vibrações. Para eliminar totalmente as vibrações, foi necessário, entretanto, a utilização de pontos para o "alinhamento" das comissuras. Estes pontos diminuíram o desempenho hidrodinâmico, e podem estar implicados no processo de rotura destas próteses.

5. As próteses montadas com pressão não vibraram, mas, apresentaram lesão histológica. Qual a importância dessa lesão?

As próteses montadas com pressão demonstraram lesão histológica, ficando o colágeno bastante retificado. No trabalho de Gabbay et alii (27), algumas próteses apresentaram rotura "in vitro" justamente na região onde se encontrou maior grau de lesão histológica provocada pelos moldes.

Entretanto, o próprio Gabbay (27, 28), refere que este tipo de rotura não foi encontrado "in vivo". Braille (12), que utilizou estes moldes na montagem, demonstrou em seus resultados tardios que não ocorreram roturas nas suas séries (12, 13).

Em resumo, estamos totalmente de acordo com Swales et alii (72), que referiram ser próteses visualmente similares capazes de apresentar comportamentos diferentes.

Este fato pode explicar porque próteses similares apresentam durabilidades diferentes (26, 64).

Achamos fundamental prosseguir estes estudos para perfeita compreensão do funcionamento das próteses. Assim, poderemos aperfeiçoá-las de maneira a obter resultados consistente e progressivamente satisfatórios.

VI- CONCLUSÕES

1. O sistema de fluxo contínuo, apesar de suas limitações, fornece importantes informações sobre o comportamento hidrodinâmico de próteses cardíacas.
2. As próteses de pericárdio bovino do presente estudo, apresentaram desempenho hidrodinâmico satisfatório.
3. Os tratamentos químicos, as espessuras dos pericárdios e os métodos de montagem das próteses não influenciaram nos gradientes de pressão transprotéticos, nas áreas efetivas de abertura, coeficientes de descarga e índices de desempenho calculados, quando analisadas no sistema de fluxo contínuo.
4. Para próteses construídas pelo método sem pressão, cúspides com espessura inferior a 0,25mm vibraram mais precocemente e com maior frequência do que cúspides com espessuras superior a 0,35mm.

5. O método de construção das próteses, pode influir no comportamento das cúspides.

6. Próteses de pericárdio bovino visualmente semelhantes podem apresentar comportamentos diferentes. E difícil determinar as conseqüências destas diferenças.

7. Idealmente, todas as próteses devem ser testadas antes de sua liberação para implante clínico.

8. É desejável o prosseguimento destas pesquisas, incluindo testes com duplicadores de pulso e testadores de fadiga.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. ABDALLAH, S.A.; SU, C.S.; HWANG, N.H.C.
Dynamic performance of heart valve prostheses and the testing loop characteristics. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 29: 296-300, 1983.
2. ALLEN, D.J.; DIDIO, L.J.A.; ZACHARIAS, A.; FENTIE, I.; McGRATH, A.J.; PUIG, L.B.; POMERANTZEFF, P.N.A.; ZERBINI, E.J.
Microscopic study of normal parietal pericardium and unimplanted Puig-Zerbini pericardial valvular heterografts. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg*, 87: 845-55, 1984.
3. ANDERSON, D.R.; DEVERALL, P.B.; REVUELTA, J.M.; GOMETZA, B.; DURAN, C.G. Early results of the mitroflow valve. In: BODNAR, E. & YACOUB, M. eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1986. p 725 - 30.
4. ANGELL, W. Traditional porcine valves, discussion 4. In: BODNAR, E. & YACOUB, M., eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium New York, Yorke Medical Books, 1986. p 128-9.
5. BAILLY, P.; SAUER, M.; VOUHE, P.; PEYCELON, B.; GUILLOU, L.; MARCHAND, M.; FOURNAL, G.; DE RIBEROLLES, C.; NEVEUX, J.Y.
Experience of 4 surgical centers with the Hancock pericardial valve. In: BODNAR, E. & YACOUB, M. eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1986. p 744-8.
6. BARTEK, I.T.; HOLDEN, M.P.; IONESCU, M.I.
Frame-mounted tissue heart valves: technique of construction. *Thorax*, 29: 51-5, 1974.
7. BECKWITH, T.G. & BUCK, N.L. **Mechanical measurements**. Reading, Mass. Addison-Wesley Publ., 1965. p 371-2.

8. BELLHOUSE, B.J. Fluid mechanics of a model mitral valve. In: KALMANSON, D., ed. **The mitral valve: a pluridisciplinary approach; proceedings of the first international symposium on the mitral valve.** London, Edward Arnold, 1976. p 99-110.
9. BLACK, M.M.; DRURY, P.J.; TINDALE, W.B.; LAWFORD, P.V. The sheffield bicuspid valve: concept, design, and in vitro and in vivo assessment. In: BODNAR, E. & YACQUB, M. eds. **Biologic & Bioprosthetic valves; proceedings of the third international symposium.** New York, Yorke Medical Books, 1986. p 709-17.
10. BLANK, R.H.; PUPELLO, D.F.; BESSONE, L.N.; HARRISON, E.E.; SBAR, S. Method of managing the small aortic annulus during valve replacement. *Ann. Thorac. Surg*, 22: 356-61, 1976.
11. BODNAR, E.; OLSEN, E.G.J.; ROSS, D.N. Observations on glutaraldehyde - treated heterologous cardiac valves. *Thorax*, 34: 794-800, 1979.
12. BRAILE, D.M. Comunicação pessoal.
13. BRAILE, D.M.; BILAQUI, A.; ARDITO, R.V.; GRECO, O.T.; GARZON, S.A.C.; NICOLAU, J.C.; JACOB, J.L.B.; AYQUB, J.C.A.; FEDOZZI, N.M.; ANGELONI, M.A.; LORGA, A.M. Bioprótese cardíaca de pericárdio bovino. *Arq. Bras. Cardiol.*, 39: 247-57, 1982.
14. BREWER, R.J.; DECK, J.D.; CAPATI, B.; NOLAN, S.P. The dynamic aortic root; its role in aortic valve function. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 72: 413-17, 1976.
15. BROOM, N.D. Fatigue-induced damage in glutaraldehyde-preserved heart valve tissue. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 76: 202-11, 1978.

16. BROOM, N.D. & THOMSON, F.J. Influence of fixation conditions on the performance of glutaraldehyde-treated porcine aortic valves: towards a more scientific basis. *Thorax*, 34: 166-76, 1979.
17. BUSSYGUIN, G.; COSTA, I.A.; COSTA, F.D.A.; LAURINDO, J.C.; SOUZA, E.M. Ensaio de tração, deformação e fadiga de materiais orgânicos de próteses valvares cardíacas. No prelo.
18. CALVERT, G.; DRABBLE, J.; SERAFIN, R.; TEMPLE, L.J. An aortic pulse duplicator of simple design. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 47: 633-43, 1964.
19. CARPENTIER, A.; DUBOST, C.; LANE, E.; NASHEF, A.; CARPENTIER, S.; RELLAND, J.; DELOCHE, A.; FABIANI, J.N.; CHAUVAUD, S.; PERIER, P.; MAXWELL, S. Continuing improvements in valvular bioprostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 83: 27-42, 1982.
20. CHANDRAN, K.B. Prosthetic heart valves.1. Flow dynamics. *Mech. Eng.*, 108: 53-6, 1986.
21. COOLEY, D.A.; OTT, D.A.; REUL Jr., G.J.; DUNCAN, J.M.; FRAZIER, O.H.; LIVESAY, J.J. Ionescu-Shiley bovine pericardial bioprostheses: clinical results in 2,701 patients. In: BODNAR, E. & YACOBUS, M. eds. *Biologic & Bioprosthetic valves; proceedings of the third international symposium* New York, Yorke Medical Books, 1986. p 177-98.
22. DAVILA, J.C.; TROUT, R.G.; SUNNER, J.E.; GLOVER, R.P. A simple mechanical pulse duplicator for cinematography of cardiac valve in action. *Ann. Surg.*, 143: 544-51, 1956.

23. ESTES, M.S.; KOMATSU, S.K.; NASHEF, A.; LANE, E. In-vitro testing of bioprostheses In: SEBENING, F.; KLOVEKORN, W.P.; MEISNER, H.; STRUCK, E. eds. **Bioprosthetic cardiac valves**; proceedings of the symposium on bioprosthetic cardiac valves. Munich, Deutsches Herzzentrum, 1979. p 271-77.
24. FISHER, J.; REECE, I.J.; WHEATLEY, D.J. In vitro evaluation of six mechanical and six bioprosthetic valves. **Thorac. Cardiovasc. Surgeon**, 34: 157-62, 1986.
25. FRATER, R.W.M. Hydrodynamic evaluation of mitral valve substitutes In: IONESCU, M.I. & COHN, L.H. eds **Mitral valve disease**. Boston, Butterworths, 1985 p 207-16.
26. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S.M. Haemodynamics and durability of mitral bioprostheses - an "in vitro" study. **Eur. Heart J.**, 5 (suppl.D): 65-71, 1984.
27. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; FACTOR, S.; STROM, J.; FRATER, R.W.M. Fatigue-induced failure of the Ionescu-Shiley pericardial xenograft in the mitral position **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, 87: 836-44, 1984.
28. GABBAY, S.; BORTOLOTTI, U.; WASSERMAN, F.; TINDEL, N.; FACTOR, S.M.; FRATER, R.W.M. Long-term follow-up of the Ionescu-Shiley mitral pericardial xenograft **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, 88: 758-63, 1984.
29. GABBAY, S. & KRESH, J.Y. Bioengineering of mechanical and biologic heart valve substitutes. In: MORSE et alli eds. **Guide to prosthetic cardiac valves**. Springer Verlag, p 239-54.

30. GABBAY, S.; McQUEEN, D.M.; YELLIN, E.L.; BECKER, R.M.; FRATER, R.W.M. In vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prostheses at high flow rates. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 76: 771-87, 1978.
31. GABBAY, S.; YELLIN, E.L.; FRISHMAN, W.H.; FRATER, R.W.M. In vitro hydrodynamic comparison of St. Jude, Bjork-Shiley and Hall-Kaster valves. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 26: 231-36, 1980.
32. GIERSEIPEN, M.; REUL, H.; KNOCH, M.; RAU, G. Pressure drop and velocity fields at mechanical heart valves. *Life Support Syst.*, 4 (suppl. 2): 166-8, 1986.
33. GORLIN, R. & GORLIN, S.G. Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. I. *Am. Heart. J.*, 41: 1-29, 1951.
34. HEILIGER, R.; RICHTER, H.A.; MITTERMAYER, C. Hydrodynamic comparison of bioprotheses and mechanical valves in the mitral position. In: BODNAR, E. & YACCOUB, M.; eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1986 p 835-48.
35. HENDRIKS, F.F.A.; TURINA, M.; HUYSMANS, H.A. In vitro and in vivo assessment of the flow characteristics of the xenomedia porcine xenograft. In: COHN, L.H. & GALLUCCI, V., eds. **Cardiac bioprotheses**; proceedings of the second international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1982 p 469-75.
36. HWANG, N.H.C.; NAN, X.Z.; GROSS, D.R. Prosthetic heart valve replacements. *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 9: 99-132, 1983.

37. IMAMURA, E.; OHTEKI, H.; TSUTSUI, T.; NISHIYA, Y.; ISHIHARA, S.; KOYANAGI, H. Open versus closed position fixation of bioprosthesis; comparative in vitro studies from the viewpoint of durability. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 83: 610-17, 1982.
38. IMAMURA, E. & WADA, J. Open aortic bioprosthesis at zero pressure. A new concept in glutaraldehyde fixation of tissue valve. *J. Cardiovasc. Surg.*, 21: 617-24, 1980.
39. IONESCU, M.I. The pericardial xenograft valve: Mode of failure and possible remedial developments. In: BODNAR, E. & YACQUB, M., eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1986 p 245-51.
40. IONESCU, M.I.; SMITH, D.R.; HASAN, S.S.; CHIDAMBARAM, M.; TANDON, A.P. Clinical durability of the pericardial xenograft valve: ten years experience with mitral replacement. *Ann. Thorac. Surg.*, 34: 265-77, 1982.
41. IONESCU, M.I. & TANDON, A. P. The Ionescu-Shiley pericardial xenograft heart valve. In: IONESCU, M.I.; ed. **Tissue Heart Valves**. London, Butterworths, 1979 p 203-52.
42. IONESCU, M.I.; TANDON, A.P.; SILVERTON, N.P.; CHIDAMBARAM, M.; SMITH, D.R. Long-term durability of the pericardial valve. In: BODNAR, E. & YACQUB, M. eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1986 p 165-76.
43. ISHIHARA, T.; FERRANS, V.J.; JONES, M.; BOYCE, S.W.; ROBERTS, W.C. Structure of bovine parietal pericardium and of unimplanted Ionescu-Shiley pericardial valvular bioprostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 81: 747-57, 1981.

44. KONNO, S.; IMAI, Y.; IIDA, Y.; NAKAJIMA, M.; TATSUNO, K. A new method for prosthetic valve replacement in congenital aortic stenosis associated with hypoplasia of the aortic valve ring. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 70: 909-17, 1975.
45. KOORAJIAN, S.; KELLER, D.P.; PIERIE, W.R.; STARR, A.; HERR, R. Criteria and systems for testing artificial heart valves "in vitro" In: BREWER III, L.A., ed. *Prosthetic Heart Valves*; national conference on prosthetic heart valves, 2 Springfield, Charles C. Thomas, 1969 p 92-112.
46. LAXMINARAYAN, S.; KADAM, P.; GABBAY, S. A pulse duplicator model for testing of heart valves. In: Annual conference of the engineering in medicine and biology society, 8 New York, IEEE, 1985 p 120-3.
47. LEE, J.M.; BOUCHNER, D.R.; COURTMAN, D.W. The glutaraldehyde-stabilized aortic valve xenograft. II. Effect of fixation with or without pressure on the tensile viscoelastic properties of the leaflet material. *J. Biomed. Mater. Res.*, 18: 79-98, 1984.
48. MACINTYRE, A.J. Perdas de carga. In: _____ *Máquinas motrizes hidraulicas*. Rio de Janeiro, Guanabara Dois, 1983. p 399-425.
49. MAGILLIGAN Jr., D.J.; FISHER, E.; ALAM, M. Hemolytic anemia with porcine xenograft aortic and mitral valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 79: 628-31, 1980.
50. MANOUGIAN, S. & SEYBOLD-EPTING, W. Patch enlargement of the aortic valve ring by extending the aortic incision into the anterior mitral leaflet *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 78: 402-12, 1979.

51. MARTIN, T.R.P. & BLACK, M.M. Problems of in-vitro testing of heart valve replacements. *Proc. Eur. Soc. Artif. Organs*, 3: 131-8, 1976.
52. MARTIN, T.R.P.; TINDALE, W.B.; VAN NOORT, R.; BLACK, M.M. In vitro heart valve evaluation: fact or fantasy? *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 27: 475-9, 1981.
53. MIKUS, P.M.; ARPESELLA, G.; GARGIULO, G.; CIRILLO, M.; MARROZZINI, C.; PIERANGELI, V.; GUERRA, D.; PIERANGELI, A. Does pericardial thickness guarantee an homogeneous bioprosthetic product? Experimental study on the changes in the physical characteristics of bovine and equine pericardium after pressure stress tests. In: BODNAR, E. & YACCOUB, M., eds. *Biologic & Bioprosthetic valves; proceedings of the third international symposium*. New York, Yorke Medical Books, 1986 p 605-9.
54. MORI, T.; KAWASHIMA, Y.; KITAMURA, S.; NAKANO, S.; KAWACHI, K.; NAKATA, T. Results of aortic valve replacement in patients with a narrow aortic annulus: effects of enlargement of the aortic annulus. *Ann. Thorac. Surg.*, 31: 111-6, 1981.
55. NISTAL, F.; GARCIA-SATUE, E.; ARTINANO, E.; FERNANDEZ, D.; RIANCHO, G.G.; CAYON, R.; CARRION, F.; DURAN, C.G.; GALLO, I. Primary tissue failure in bioprosthetic glutaraldehyde-preserved heart valves: bovine pericardial versus porcine tissue in the mid-term. In: BODNAR, E. & YACCOUB, M. eds. *Biologic & Bioprosthetic valve; proceedings of the third international symposium*. New York, Yorke Medical Books, 1986 p. 223-44.
56. NUNEZ, L.; GIL-AGUADO, M.; CERRON, M.; CELEMIN, P. Delayed rupture of the left ventricle after mitral valve replacement with bioprosthesis *Ann. Thorac. Surg.*, 27: 465-7, 1979.

57. O'BRIEN, T.K.; GABBAY, S.; PARKES, A.C.; KNIGHT, R.A.; ZALESKY, P.J. Immunological reactivity to a new glutaraldehyde tanned bovine pericardial heart valve. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 30: 440-4, 1984.
58. OKUDE, J.; SAKAI, K.; MATSUNAMI, O.; TANABE, T. In vitro evaluation of hydrodynamics of prosthetic heart valves. *Life Support Syst.*, 4 (suppl. 2): 133-5, 1986.
59. PUIG, L.B.; VERGINELLI, G.; KAWABE, L.; ZERBINI, E.J. Valva cardíaca de dura-máter homóloga; método de preparação da valva. *Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. S. Paulo*, 29: 85-9, 1974.
60. RAHIMTOOLA, S.H. The problem of valve prosthesis-patient mismatch. *Circulation*, 58: 20-4, 1978.
61. REECE, I.J.; VAN NOORT, R.; MARTIN, T.R.P.; BLACK, M.M. The physical properties of bovine pericardium: a study of the effects of stretching during chemical treatment in glutaraldehyde. *Ann. Thorac. Surg.*, 33: 480-5, 1982.
62. REVUELTA, J.M.; GARCIA-RINALDI, R.; JOHNSTON, R.H.; BONNINGTON, L.; UBAGO, J.L.; DURAN, C.G. The Ionescu-Shiley valve: a solution for the small aortic root. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 88: 234-7, 1984.
63. ROBERTS, W.C. Choosing a substitute cardiac valve: type, size, surgeon. *Am. J. Cardiol.*, 38: 633-44, 1976.
64. _____. The silver anniversary of cardiac valve replacement *Am. J. Cardiol.*, 56: 503-6, 1985. Nota do editor.
65. RODRIGUES, J.V. Nova bioprótese de pericárdio bovino de baixo perfil; estudo experimental do gradiente transvalvular e índice de desempenho. Recife, 1986. 125 p Tese, Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco.

66. ROSEN, J.J.; WRIGHT, J.T.M.; MYERS, D.J.; JOHANSEN, J. Hydrodynamic performance of a new pericardial heart valve. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 27: 151-4, 1981.
67. SALOMON, N.W.; COPELAND, J.G.; GOLDMAN, S.; LARSON, D.F. Unusual complication of the Hancock porcine heterograft: Strut compression in the aortic root. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 77: 294-6, 1979.
68. SAUER, M.; FOURNIAL, G.; MARCO, J.; BERNIES, M.; POURRAT, E.; FAUVEL, M.; BERNADET, P. Reoperation after Hancock pericardial valve replacement. In: BODNAR, E. & YACOB, M. eds. *Biologic & Bioprosthetic valves; proceedings of the third international symposium* New York, Yorke Medical Books, 1986 p 345-9.
69. SCHRAMM, D.; MULLER-MOHNSEN, H.; BALDAUF, W.; MEISNER, H. Fresh human aortic and artificial heart valves studied in vitro using ultramicroscope anemometry. Further results. *Thorac. Cardiovasc. Surgeon*, 30: 273-80, 1982.
70. SCOTTEN, L.N.; WALKER, D.K.; BROWNLEE, R.T. Construction and evaluation of a hydromechanical simulation facility for the assessment of mitral valve prostheses. *J. Med. Eng. Technol.*, 3: 11-8, 1979.
71. SOOTS, G.; CABROL, C.; GANDJBAKHCH, I.; LESSANA, A.; WAREMBOURG Jr., H.; BORTOLOTTI, U.; GALLUCCI, V. Preliminary clinical results with Meadox-Gabbay unicuspid pericardial heart valve bioprostheses. In: BODNAR, E. & YACOB, M. eds. *Biologic & Bioprosthetic valves; proceedings of the third international symposium*. New York, Yorke Medical Books, 1986 p 699-708.
72. SWALES, P.D.; HOLDEN, M.P.; DOWSON, D.; IONESCU, M.I. Opening characteristics of three-cusp tissue heart valves. *Thorax*, 28: 286-92, 1973.

73. SWANSON, J.; PERIER, P.; RELLAND, J.; TAKRITI, A.; CHACHQUES, J.C.; FABIANI, J.N.; DELOCHE, A.; CHAUVAUD, S.; CARPENTIER, A. The Carpentier-Edwards pericardial valve: concept and preliminary results. In: BODNAR, E. & YACOB, M. eds. **Biologic & Bioprosthetic valves**; proceedings of the third international symposium. New York, Yorke Medical Books, 1986 p 739-43.
74. THIENE, G.; BORTOLOTTI, U.; PANIZZON, G.; MILANO, A.; GALLUCCI, V. Pathological substrates of thrombus formation after heart valve replacement with Hancock bioprosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 80: 414-23, 1980.
75. TROWBRIDGE, E.A.; ROBERTS, K.M.; CROFTS, C.E.; LAWFORD, P.V. Pericardial heterografts; toward quality control of the mechanical properties of glutaraldehyde-fixed leaflets. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 92: 21-8, 1986.
76. VALENTE, M.; BORTOLOTTI, U.; ARBUSTINI, E.; TALENTI, E.; THIENE, G.; GALLUCCI, V. Glutaraldehyde-preserved porcine bioprostheses. *Chest*, 83: 607-11, 1983.
77. VAN NOORT, R.; YATES, S.P.; MARTIN, T. R. P.; BARKER, A.T.; BLACK, M.M. A study of the effects of glutaraldehyde and formaldehyde on the mechanical behaviour of bovine pericardium. *Biomaterials*, 3: 21-6, 1982.
78. VIEIRA, P.F.; DE MELO, C.P.; NAKIRI, K.; TSUZUKI, S.; ZERBINI, E.J. Ensaio de perda de carga em valvas cardíacas de dura-máter. In: CONGRESSO NACIONAL DE CIRURGIA CARDIACA, 4. São Paulo, 1976. p 29-34. Edição Especial do *J. Bras. Med.*, dez. 1976.
79. VIEIRA, P.F.; TSUZUKI, S.; DE MELO, C.P.; DE MELLO, S.; ZERBINI, E.J. Ensaios de próteses no simulador cardíaco. In: CONGRESSO NACIONAL DE CIRURGIA CARDIACA, 2 São Paulo, 1974. p 195-8. *Rev. Brasil. Med.*, 32: 195-8, 1975.

80. WALKER, D.K.; SCOTTEN, L.N.; BROWNLEE, R.T.
New generation tissue valves; their in vitro
function in the mitral position. *J.
Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 88: 573-82, 1984.
81. _____. The mitroflow pericardial heart
valve. *Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*,
19: 131-8, 1985.
82. WALKER, D.K.; SCOTTEN, L.N.; MODI, V.J.;
BROWNLEE, R.T. In vitro assessment of mitral
valve prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc.
Surg.*, 79: 680-8, 1980.
83. WALKER, D.K.; SCOTTEN, L.N.; NUGENT, A.H.;
BROWNLEE, R.T. In vitro assessment of the
Ionescu-Shiley III, mitral medical, and
Edwards pericardial valves. In: BODNAR,
E. & YACQUE, M., eds. *Biologic &
Bioprosthetic valves*; proceedings of the
third international symposium. New York,
Yorke Medical Books, 1986 p 588-95.
84. WHEATLEY, D.J.; FISHER, J.; REECE, I.J.; SPYT,
T.; BREEZE, P. Primary tissue failure in
pericardial heart valves. *J. Thorac.
Cardiovasc. Surg.*, 94: 367-74, 1987.
85. WOLPOWITZ, A.; BARNARD, M.S.; SANCHEZ, H.E.;
BARNARD, C.N. Intraoperative posterior left
ventricular wall rupture associated
with mitral valve replacement. *Ann.
Thorac. Surg.*, 25: 551-4, 1978.
86. WOODROOF, E.A. The chemistry and biology of
aldehyde treated tissue heart valve
xenografts. In: IONESCU, M.I., ed. *Tissue
heart valves*. London, Butterworths, 1979,
p 347-62.
87. WRIGHT, J.T.M. Hydrodynamic evaluation of
tissue valves. In: IONESCU, M.I., ed
Tissue heart valves. London, Butterworths,
1979, p 29-87.
88. WRIGHT, J.T.M. & BROWN, M.C. A method for
measuring the mean pressure gradient across
prosthetic heart valves under in vitro
pulsatile flow conditions. *Med. Instrum.*,
11: 110-3, 1977.

89. YOGANATHAN, A.P.; CORCORAN, W.H.; HARRISON, E.C. Wall shear stress measurements in the near vicinity of prosthetic aortic heart valves. *J. Bioeng.*, 2: 369-79, 1978.
90. YOGANATHAN, A.P.; CORCORAN, W.H.; HARRISON, E.C. Pressure drops across prosthetic aortic heart steady and pulsatile flow - "in vitro" measurements. *J. Biomech.*, 12: 153-64, 1979.
91. ZERBINI, E.J. & PUIG, L.B. Experience with dura-mater allograft. Long term results. In: SEBENING, F.; KLOVEKORN, W.P.; MEISNER, H.; STRUCK, E., eds. *Bioprosthetic cardiac valves*; proceedings of the symposium on bioprosthetic cardiac valves Munich, Deutsches Herzzentrum, 1979; p 179-90.

ANEXO

TABELA I - Aferição do Rotâmetro

Fluxo Lido no Rotâmetro (l/min)	Fluxo Real (l/min)	Diferença Percentual %
0	0	0%
1	1,091	- 8,4%
2	2,055	- 2,7%
5	5,046	- 0,9%
10	9,987	+ 0,10%
15	15,125	- 0,8%
20	20,317	- 1,6%
25	24,709	+ 1,2%
30	29,314	+ 2,3%
35	34,279	+ 2,0%
40	39,478	+ 1,3%
45	44,297	+ 1,6%
50	48,810	+ 2,4%
55	55,317	- 0,6%
59	58,378	+ 1,1%

TABELA II - Regime de Fluxo no Tubo Adutor

Fluxo (l/min)	Velocidade (m/seg)	No. de Reynolds	Regime do Fluxo
0	0	0	-
1	0,0020	185	Laminar
2	0,0040	369	Laminar
3	0,0061	554	Laminar
4	0,0081	738	Laminar
5	0,0101	923	Laminar
10	0,0203	1846	Laminar
15	0,0305	2769	Transitório
20	0,0407	3692	Transitório
30	0,0619	5538	Turbulento
40	0,0815	7384	Turbulento
50	0,1019	9234	Turbulento

Diâmetro do Tubo Adutor = 0,102m

Temperatura de Água = 15 °C

Viscosidade Cinemática da Água = 0,000001127 m²/s

TABELA III - Diâmetro e Areas dos Anéis do Estudo

Prótese	Diâmetro Interno (cm)	Area 2 (cm ²)	Diâmetro Externo (cm)	Area 2 (cm ²)
1A	1.57	1.93	2.26	4.00
1B	1.57	1.93	2.26	4.00
2A	1.68	2.21	2.27	4.04
2B	1.68	2.21	2.27	4.04
3A	1.65	2.13	2.27	4.04
3B	1.65	2.13	2.27	4.04
4A	1.62	2.06	2.28	4.08
4B	1.62	2.06	2.28	4.08
5A	1.64	2.11	2.28	4.08
5B	1.64	2.11	2.28	4.08
6A	1.94	2.95	2.50	4.90
6B	1.94	2.95	2.50	4.90
7A	1.90	2.83	2.44	4.67
7B	1.90	2.83	2.44	4.67
8A	1.90	2.83	2.46	4.75
8B	1.90	2.83	2.46	4.75
9A	1.92	2.89	2.46	4.75
9B	1.92	2.89	2.46	4.75
10A	1.91	2.86	2.46	4.75
10B	1.91	2.86	2.46	4.75
11A	2.15	3.62	2.70	5.72
11B	2.15	3.62	2.70	5.72
12A	2.12	3.52	2.68	5.63
12B	2.12	3.52	2.68	5.63
13A	2.08	3.39	2.69	5.68
13B	2.08	3.39	2.69	5.68
14A	2.10	3.46	2.70	5.72
14B	2.10	3.46	2.70	5.72
15A	2.11	3.49	2.69	5.68
15B	2.11	3.49	2.69	5.68
6C	1.91	2.86	2.46	4.75
7C	1.90	2.83	2.46	4.75
8C	1.91	2.86	2.46	4.75
9C	1.90	2.83	2.46	4.75
10C	1.92	2.89	2.47	4.78

PROTESES DO ESTUDO 1

Prot.- 1A ANEL: 23 ESP.: 0,31mm ITO.QUIM.: 1 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 18 l/min
1	16,66	7	0,51	0,45	2	-
2	33,33	12	0,88	0,68	2	-
3	50,00	16	1,17	0,89	3	-
4	66,66	24	1,76	0,97	3	-
5	83,33	33	2,42	1,03	3	-
10	166,66	83	6,10	1,30	3	-
15	250,00	170	12,50	1,37	3	-
20	333,33	279	20,51	1,42	3	1
30	500,00	530	38,97	1,55	3	2
40	666,66	905	66,54	1,58	3	3
50	833,33	1362	100,14	1,61	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,73

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,35

PROT.- 2-A ANEL: 23 ESP.: 0,28mm ITQ.QUIM.: 1 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 10 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	1	-
2	33,33	7	0,51	0,90	2	-
3	50,00	12	0,88	1,03	2	-
4	66,66	19	1,39	1,09	2	-
5	83,33	30	2,20	1,08	2	-
10	166,66	69	5,07	1,43	3	1
15	250,00	134	9,85	1,54	3	1
20	333,33	222	16,32	1,59	3	2
30	500,00	431	31,69	1,72	3	3
40	666,66	720	52,94	1,77	3	3
50	833,33	1063	78,16	1,82	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,71
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

PROT.- 3-A ANEL: 23 ESP.: 0,28mm ITO.QUIM.: 1 MET.MONT.: SEM PRESSAO

1

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 22 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	3	-
2	33,33	7	0,51	0,90	3	-
3	50,00	10	0,73	1,13	3	-
4	66,66	16	1,17	1,19	3	-
5	83,33	23	1,69	1,24	3	-
10	166,66	71	5,22	1,41	3	-
15	250,00	153	11,25	1,44	3	-
20	333,33	239	17,57	1,54	3	-
30	500,00	448	32,94	1,68	3	3
40	666,66	722	53,08	1,77	3	3
50	833,33	1069	78,60	1,82	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,72
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,38

PROT.: 4-A ANEL: 23 ESP.: 0,22mm ITQ.QUIM.: 1 MEI.MONT.: SEM PRESSÃO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 30 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	1	-
2	33,33	8	0,58	0,84	2	-
3	50,00	12	0,88	1,03	3	-
4	66,66	17	1,25	1,15	3	-
5	83,33	26	1,91	1,16	3	-
10	166,66	67	4,92	1,45	3	-
15	250,00	143	10,51	1,49	3	-
20	333,33	277	20,36	1,43	3	-
30	500,00	500	36,76	1,59	3	2
40	666,66	891	65,51	1,59	3	3
50	833,33	1342	98,67	1,62	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,69

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,35

PROT.- 5-A ANEL: 23 ESP.: 0,33mm TIO.QUIM.: 1 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 18 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	2	-
2	33,33	5	0,36	1,07	2	-
3	50,00	9	0,66	1,19	3	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	18	1,32	1,40	3	-
10	166,66	60	4,41	1,53	3	-
15	250,00	120	8,82	1,63	3	-
20	333,33	216	15,88	1,62	3	1
30	500,00	410	30,14	1,76	3	3
40	666,66	699	51,39	1,80	3	3
50	833,33	1036	76,17	1,85	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,76

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

ECOT.- 1-B ANEL: 23 ESP.: 0,30mm TTD.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 17 l/mir
1	16,66	4	0,29	0,60	2	-
2	33,33	7	0,51	0,90	2	-
3	50,00	10	0,73	1,13	3	-
4	66,66	14	1,02	1,29	3	-
5	83,33	21	1,54	1,30	3	-
10	166,66	65	4,77	1,47	3	-
15	250,00	135	9,92	1,53	3	-
20	333,33	234	17,20	1,55	3	1
30	500,00	510	37,50	1,58	3	3
40	666,66	872	64,11	1,61	3	3
50	833,33	1350	99,26	1,62	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,80

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,38

PROT.- 2-B ANEL: 23 ESP.: 0,32mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 24 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	2	-
2	33,33	5	0,36	1,07	2	-
3	50,00	10	0,73	1,13	3	-
4	66,66	11	0,80	1,44	3	-
5	83,33	16	1,17	1,49	3	-
10	166,66	53	3,89	1,63	3	-
15	250,00	122	8,97	1,61	3	-
20	333,33	219	16,10	1,60	3	-
30	500,00	416	30,58	1,75	3	2
40	666,66	695	51,10	1,80	3	3
50	833,33	1045	76,83	1,84	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,72

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

PROJ.- 3-B ANEL: 23 ESP.: 0,31mm TID.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 34 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	1	-
2	33,33	7	0,51	0,90	2	-
3	50,00	11	0,80	1,08	3	-
4	66,66	15	1,10	1,23	3	-
5	83,33	23	1,69	1,24	3	-
10	166,66	73	5,36	1,39	3	-
15	250,00	159	11,69	1,41	3	-
20	333,33	242	17,79	1,53	3	-
30	500,00	450	33,08	1,68	3	-
40	666,66	740	54,41	1,75	3	3
50	833,33	1100	80,88	1,79	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,71

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,37

PROT.: 4-B ANEL: 23 ESP.: 0,27mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 15 l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	3	-
2	33,33	7	0,51	0,90	3	-
3	50,00	12	0,88	1,03	3	-
4	66,66	16	1,17	1,19	3	-
5	83,33	21	1,54	1,30	3	-
10	166,66	61	4,48	1,52	3	-
15	250,00	133	9,77	1,55	3	1
20	333,33	231	16,98	1,56	3	2
30	500,00	479	35,22	1,63	3	3
40	666,66	816	60,00	1,66	3	3
50	833,33	1208	88,82	1,71	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,75

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

PROT.- 5-B ANEL: 23 ESP.: 0,29mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 26 l/min
1	16,66	5	0,36	0,53	3	-
2	33,33	10	0,73	0,75	3	-
3	50,00	14	1,02	0,95	3	-
4	66,66	19	1,39	1,09	3	-
5	83,33	27	1,98	1,14	3	-
10	166,66	64	4,70	1,48	3	-
15	250,00	127	9,33	1,58	3	-
20	333,33	225	16,54	1,58	3	-
30	500,00	442	32,50	1,69	3	3
40	666,66	743	54,63	1,74	3	3
50	833,33	1104	81,17	1,79	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,74

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,38

Area Real por Planimetria = 1.97cm²

Cd com base na Area Real = 0.92

PROTESES DO ESTUDO 2

PROT.- 6-A ANEL: 25 ESP.: 0,21mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 19 l/mi
1	16,66	4	0,29	0,60	1	-
2	33,33	4	0,29	1,20	2	-
3	50,00	5	0,36	1,61	3	-
4	66,66	9	0,66	1,59	3	-
5	83,33	12	0,88	1,72	3	-
10	166,66	39	2,86	1,91	3	-
15	250,00	74	5,44	2,08	3	-
20	333,33	127	9,33	2,11	3	1
30	500,00	253	18,60	2,25	3	2
40	666,66	425	31,25	2,31	3	3
50	833,33	640	47,05	2,35	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,71

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,43

Area Real por Planimetria = 2.41cm²

Cd com base na Area Real = 0.87

PROJ.: Z-A ANEL: 25 ESP.: 0,19mm TIO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 28 l/mi
1	16,66	2	0,14	0,86	1	-
2	33,33	3	0,22	1,37	2	-
3	50,00	5	0,36	1,61	2	-
4	66,66	9	0,66	1,59	3	-
5	83,33	11	0,80	1,80	3	-
10	166,66	35	2,57	2,01	3	-
15	250,00	74	5,44	2,07	3	-
20	333,33	132	9,70	2,07	3	-
30	500,00	260	19,11	2,21	3	3
40	666,66	433	31,83	2,29	3	3
50	833,33	670	49,26	2,30		

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,73

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,44

PROT.- 8-A ANEL: 25 ESP.: 0,18mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 21 l/mi
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-
2	33,33	5	0,36	1,07	3	-
3	50,00	8	0,58	1,27	3	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	16	1,17	1,49	3	-
10	166,66	36	2,64	1,98	3	-
15	250,00	78	5,73	2,02	3	-
20	333,33	140	10,29	2,01	3	-
30	500,00	288	21,17	2,10	3	3
40	666,66	462	33,97	2,21	3	3
50	833,33	674	49,55	2,29	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,71
 ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,42

PROT.- 9-A ANEL: 25 ESP.: 0,18mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 15 l/mi
1	16,66	3	0,22	0,68	1	-
2	33,33	6	0,44	0,97	1	-
3	50,00	12	0,88	1,03	1	-
4	66,66	22	1,61	1,01	2	-
5	83,33	33	2,42	1,03	2	-
10	166,66	49	3,60	1,70	3	-
15	250,00	101	7,42	1,77	3	1
20	333,33	158	11,61	1,89	3	3
30	500,00	282	20,73	2,12	3	3
40	666,66	456	33,52	2,23	3	3
50	833,33	673	49,48	2,29	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,65

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

PROT.- 10-A ANEL: 25 ESP.: 0,20mm TID.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 22 l/n
1	16,66	1	0,07	1,22	3	-
2	33,33	2	0,14	1,72	3	-
3	50,00	4	0,29	1,79	3	-
4	66,66	6	0,44	1,94	3	-
5	83,33	11	0,80	1,80	3	-
10	166,66	41	3,01	1,86	3	-
15	250,00	73	5,36	2,09	3	-
20	333,33	131	9,63	2,08	3	-
30	500,00	243	17,86	2,29	3	3
40	666,66	409	30,07	2,35	3	3
50	833,33	613	45,07	2,40	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,72

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,43

PROT.- 6-B ANEL: 25 ESP.: 0,37mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSÃO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 21 l/m:
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-
2	33,33	4	0,29	1,19	2	-
3	50,00	8	0,58	1,27	3	-
4	66,66	15	1,10	1,23	3	-
5	83,33	16	1,17	1,49	3	-
10	166,66	44	3,23	1,79	3	-
15	250,00	92	6,76	1,86	3	-
20	333,33	151	11,10	1,93	3	-
30	500,00	276	20,29	2.15	3	2
40	666,66	460	33,82	2.22	3	3
50	833,33	665	48,89	2,30	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,65
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

PROT.- Z-B ANEL: 25 ESP.: 0,31mm TIO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 35 l/mi
1	16,66	3	0,22	0,68	2	-
2	33,33	7	0,51	0,90	2	-
3	50,00	10	0,73	1,13	2	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	15	1,10	1,54	3	-
10	166,66	35	2,57	2,01	3	-
15	250,00	69	5,07	2,15	3	-
20	333,33	117	8,60	2,20	3	-
30	500,00	259	19,04	2,22	3	-
40	666,66	431	31,69	2,29	3	1
50	833,33	643	47,27	2,42	3	2

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,77

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,47

2

Area Real por Planimetria = 2,53cm

Cd baseada na Area Real = 0,86

PROT.- 8-B ANEL: 25 ESP.: 0,37mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg.	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 25 l/mi
1	16,66	2	0,14	0,86	3	-
2	33,33	6	0,44	0,97	3	-
3	50,00	9	0,66	1,19	3	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	17	1,25	1,44	3	-
10	166,66	38	2,79	1,93	3	-
15	250,00	81	5,95	1,98	3	-
20	333,33	146	10,73	1,97	3	-
30	500,00	290	21,32	2,09	3	2
40	666,66	479	35,22	2,17	3	2
50	833,33	706	51,91	2,24	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,69
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,41

PROT.- 9-B ANEL: 25 ESP.: 0,38mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 26 l/mi
1	16,66	5	0,36	0,53	2	-
2	33,33	6	0,44	0,97	3	-
3	50,00	10	0,73	1,13	3	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	18	1,32	1,40	3	-
10	166,66				3	-
15	250,00	98	7,20	1,80	3	-
20	333,33	153	11,25	1,92	3	-
30	500,00	281	20,66	2,13	3	1
40	666,66	472	34,70	2,19	3	2
50	833,33	720	52,94	2,21	3	2

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,66
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,40

PROT.- 10-B ANEL: 25 ESP.: 0,35mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 24 l/n
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-
2	33,33	4	0,29	1,19	2	-
3	50,00	9	0,66	1,19	3	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	17	1,25	1,44	3	-
10	166,66	40	2,94	1,88	3	-
15	250,00	77	5,66	2,03	3	-
20	333,33	136	10,00	2,04	3	-
30	500,00	275	20,22	2,15	3	1
40	666,66	470	34,55	2,19	3	1
50	833,33	685	50,36	2,27	3	2

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,71
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,42

PROTESES DO ESTUDO 3

PROT.: 11-A ANEL: 27 ESP.: 0,31mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSÃO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 49 l/m
1	16,66	1	0,07	1,22	2	-
2	33,33	3	0,22	1,37	2	-
3	50,00	5	0,36	1,61	3	-
4	66,66	5	0,36	2,15	3	-
5	83,33	12	0,88	1,72	3	-
10	166,66	28	2,05	2,25	3	-
15	250,00	56	4,11	2,39	3	-
20	333,33	93	6,83	2,47	3	-
30	500,00	190	13,97	2,59	3	-
40	666,66	310	22,79	2,70	3	-
50	833,33	461	33,89	2,77	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,68
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,43

PROT.- 12-A ANEL: 27 ESP.: 0,38mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 40 l/min
1	16,66	1	0,07	1,22	3	-
2	33,33	3	0,22	1,37	3	-
3	50,00	4	0,29	1,79	3	-
4	66,66	7	0,51	1,81	3	-
5	83,33	10	0,73	1,89	3	-
10	166,66	26	1,91	2,33	3	-
15	250,00	49	3,60	2,55	3	-
20	333,33	84	6,17	2,60	3	-
30	500,00	176	12,94	2,69	3	-
40	666,66	265	19,48	2,92	3	1
50	833,33	389	28,60	3,01	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,73

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,46

PROT.- 13-A ANEL: 27 ESP.: 0,28mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: l/min
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-
2	33,33	4	0,29	1,19	3	-
3	50,00	5	0,36	1,61	3	-
4	66,66	9	0,66	1,59	3	-
5	83,33	13	0,95	1,65	3	-
10	166,66	35	2,57	2,01	3	-
15	250,00	74	5,44	2,07	3	-
20	333,33	106	7,79	2,31	3	-
30	500,00	203	14,92	2,50	3	-
40	666,66	346	25,44	2,56	3	-
50	833,33	501	36,83	2,66	3	-

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,68
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,40

PROT.- 14-A ANEL: 27 ESP.: 0,31mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 36 l/min
1	16,66	1	0,07	1,22	2	-
2	33,33	3	0,22	1,37	3	-
3	50,00	5	0,36	1,61	3	-
4	66,66	7	0,51	1,80	3	-
5	83,33	11	0,80	1,80	3	-
10	166,66	26	1,91	2,33	3	-
15	250,00	51	3,75	2,50	3	-
20	333,33	82	6,02	2,63	3	-
30	500,00	156	11,47	2,86	3	-
40	666,66	261	19,19	2,94	3	2
50	833,33	411	30,22	2,93	3	2

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,76

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,45

PROT.- 15-A ANEL: 2Z ESP.: 0,27mm ITO.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: 30 l/min
1	16,66	2	0,14	0,86	1	-
2	33,33	3	0,22	1,37	2	-
3	50,00	5	0,36	1,61	2	-
4	66,66	9	0,66	1,59	3	-
5	83,33	13	0,95	1,65	3	-
10	166,66	45	3,30	1,77	3	-
15	250,00	66	4,85	2,20	3	-
20	333,33	100	7,35	2,38	3	-
30	500,00	173	12,72	2,71	3	2
40	666,66	292	21,47	2,78	3	3
50	833,33	438	32,20	2,84	3	3

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,68

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,41

PROT.: 11-B ANEL: 27 ESP.: 0,31mm TIO.QUIM.: 2 MET.MONT.: COM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO:	l/min
1	16,66	1	0,07	1,22	2	-	
2	33,33	2	0,14	1,72	3	-	
3	50,00	3	0,22	2,06	3	-	
4	66,66	5	0,36	2,15	3	-	
5	83,33	8	0,58	2,12	3	-	
10	166,66	26	1,91	2,33	3	-	
15	250,00	50	3,67	2,52	3	-	
20	333,33	86	6,32	2,56	3	-	
30	500,00	181	13,30	2,65	3	-	
40	666,66	302	22,20	2,74	3	-	
50	833,33	470	34,55	2,74	3	-	

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,70
ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,44

PROT.- 12-B ANEL: 27 ESP.: 0,27mm TIO.QUIM.: 2 MET.MONT.: COM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: l/min
1	16,66	1	0,07	1,22	2	-
2	33,33	2	0,14	1,72	3	-
3	50,00	4	0,29	1,79	3	-
4	66,66	6	0,44	1,94	3	-
5	83,33	10	0,73	1,89	3	-
10	166,66	25	1,83	2,38	3	-
15	250,00	51	3,75	2,50	3	-
20	333,33	83	6,10	2,61	3	-
30	500,00	169	12,42	2,74	3	-
40	666,66	292	21,47	2,78	3	-
50	833,33	445	32,72	2,95	3	-

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,74

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,46

PROT.- 13-B ANEL: 27 .ESP.: 0,30mm TTD.QUIM.: 2 MET.MONT.: COM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: l/min
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-
2	33,33	5	0,36	1,07	3	-
3	50,00	5	0,36	1,01	3	-
4	66,66	10	0,73	1,51	3	-
5	83,33	16	1,17	1,49	3	-
10	166,66	39	2,86	1,90	3	-
15	250,00	79	5,80	2,01	3	-
20	333,33	116	8,52	2,21	3	-
30	500,00	220	16,17	2,40	3	-
40	666,66	367	26,98	2,48	3	-
50	833,33	525	36,60	2,59	3	-

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,65

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,38

PROT.: 14-B ANEL: 27 ESP.: 0,31mm TIO.QUIM.: 2 MET.MONT.: COM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO:	l/min
1	16,66	1	0,07	1,22	2	-	
2	33,33	2	0,14	1,72	2	-	
3	50,00	4	0,22	1,79	2	-	
4	66,66	5	0,36	2,15	3	-	
5	83,33	9	0,66	1,98	3	-	
10	166,66	24	1,76	2,43	3	-	
15	250,00	46	3,38	2,63	3	-	
20	333,33	73	5,36	2,79	3	-	
30	500,00	119	10,95	2,92	3	-	
		216	19,11	2,95	3	-	
		480	35,44	2,71	3	-	

CS calculado com fluxo de 20 l/min = 0,80

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,48

PROJ.: 15-B ANEL: 27 ESP.: 0,30mm TIO.QUIM.: 2 MET.MONT.: COM PRESSAO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: l/min
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-
2	33,33	4	0,29	1,19	2	-
3	50,00	6	0,44	1,46	2	-
4	66,66	12	0,88	1,37	3	-
5	83,33	14	1,02	1,59	3	-
10	166,66	49	3,60	1,70	3	-
15	250,00	68	5,00	2,16	3	-
20	333,33	112	8,23	2,25	3	-
30	500,00	186	13,67	2,62	3	-
40	666,66	302	22,20	2,74	3	-
50	833,33	458	33,67	2,78	3	-

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,64

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,39

PROIESES DO ESTUDO 4

PROT.: 6-C ANEL: 25 ESP.: 0,40mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO
+ PONTO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO: l/min
1	16,66	6	0,44	0,48	2	-
2	33,33	11	0,80	0,72	3	-
3	50,00	16	1,17	0,89	3	-
4	66,66	23	1,69	0,99	3	-
5	83,33	30	2,20	1,08	3	-
10	166,66	71	5,22	1,41	3	-
15	250,00	128	9,41	1,57	3	-
20	333,33	204	15,00	1,66	3	-
30	500,00	346	25,40	1,92	3	-
40	666,66	569	41,83	1,99	3	-
50	833,33	826	60,72	2,07	3	-

Ed calculado com fluxo de 20 l/min = 0,58

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,34

PROT.- 7-C ANEL: 25 ESP.: 0,39mm ITD.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO
+ PONTO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO:	l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	3	-	
2	33,33	5	0,36	1,07	3	-	
3	50,00	10	0,73	1,13	3	-	
4	66,66	16	1,17	1,19	3	-	
5	83,33	22	1,61	1,27	3	-	
10	166,66	63	4,63	1,50	3	-	
15	250,00	131	9,63	1,56	3	-	
20	333,33	220	16,12	1,60	3	-	
30	500,00	386	28,33	1,82	3	-	
40	666,66	587	43,17	1,96	3	-	
50	833,33	884	65,02	2,00	3	-	

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,56

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,33

PROT.- 8-C ANEL: 25 ESP.: 0,39mm ITD.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSAO
+ PONTO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO:	l/min
1	16,66	3	0,22	0,68	2	-	
2	33,33	6	0,44	0,97	2	-	
3	50,00	10	0,73	1,13	3	-	
4	66,66	14	1,02	1,29	3	-	
5	83,33	20	1,47	1,33	3	-	
10	166,66	61	4,48	1,52	3	-	
15	250,00	119	8,75	1,63	3	-	
20	333,33	189	13,81	1,73	3	-	
30	500,00	362	26,64	1,87	3	-	
40	666,66	588	43,21	1,96	3	-	
50	833,33	828	60,84	2,07	3	-	

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,60

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,36

PROT.- 9-C ANEL: 25 ESP.: 0,38mm ITQ.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSÃO
+ PONTO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO:	l/min
1	16,66	2	0,14	0,86	2	-	
2	33,33	7	0,51	0,90	3	-	
3	50,00	14	1,02	0,95	3	-	
4	66,66	23	1,69	0,99	3	-	
5	83,33	30	2,20	1,08	3	-	
10	166,66	78	5,73	1,34	3	-	
15	250,00	145	10,61	1,48	3	-	
20	333,33	198	14,53	1,69	3	-	
30	500,00	394	28,91	1,80	3	-	
40	666,66	601	44,13	1,94	3	-	
50	833,33	873	64,17	2,01	3	-	

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,59

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,35

PROT.- 10-C ANEL: 25 ESP.: 0,41mm ITD.QUIM.: 2 MET.MONT.: SEM PRESSÃO
+ PONTO

FLUXO l/min	FLUXO ml/seg	ΔP mm H ₂ O	ΔP mm Hg	A E F cm ²	ABERTURA CUSPIDES	VIBRAÇÃO INICIO:	l/min
1	16,66	2	0,14	0,86	3	-	
2	33,33	6	0,44	0,97	3	-	
3	50,00	11	0,80	1,08	3	-	
4	66,66	20	1,47	1,06	3	-	
5	83,33	26	1,91	1,16	3	-	
10	166,66	67	4,92	1,45	3	-	
15	250,00	135	9,92	1,53	3	-	
20	333,33	207	15,22	1,65	3	-	
30	500,00	341	25,07	1,93	3	-	
40	666,66	569	41,83	1,99	3	-	
50	833,33	818	60,14	2,08	3	-	

Cd calculado com fluxo de 20 l/min = 0,57

ID calculado com fluxo de 20 l/min = 0,34